

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平10-501166

(43) 公表日 平成10年(1998)2月3日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	
A 6 1 D 7/00		7108-4C	A 6 1 D 7/00	
A 6 1 B 17/20		7507-4C	A 6 1 B 17/20	
A 6 1 M 5/20		8014-4C	A 6 1 M 5/20	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 57 頁)

(21) 出願番号	特願平8-502241
(86) (22) 出願日	平成7年(1995)6月2日
(85) 翻訳文提出日	平成8年(1996)12月3日
(86) 國際出願番号	PCT/US95/06955
(87) 國際公開番号	WO95/34333
(87) 國際公開日	平成7年(1995)12月21日
(31) 優先権主張番号	08/253,416
(32) 優先日	1994年6月3日
(33) 優先権主張国	米国(US)
(81) 指定国	EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), CA, JP

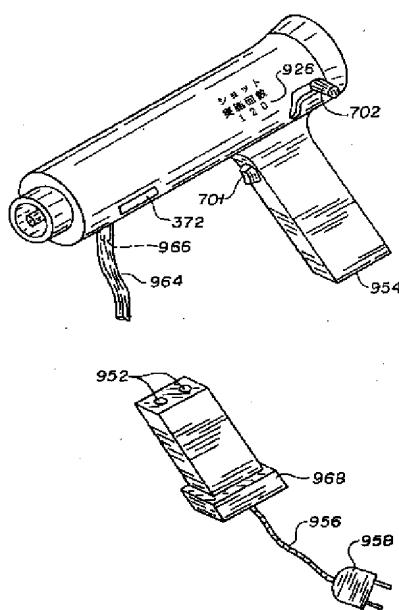
(71) 出願人	ディアントニオ、ニコラス、エフ アメリカ合衆国 エヌワイ 13090 リバ ーブール 7695 アドミラル ドライブ
(72) 発明者	ディアントニオ、ニコラス、エフ アメリカ合衆国 エヌワイ 13090 リバ ーブール 7695 アドミラル ドライブ
(74) 代理人	弁理士 森本 義弘

(54) 【発明の名称】 皮下液ディスペンサ

(57) 【要約】

皮下液のディスペンサおよびその為の折りたたみ可能な容器であって、本容器を折りたたむのに十分な圧力がかかると、液体を注射出来る皮下注射針が備えられている容器。また再使用可能で更に充電の可能な電源および1本の注射オリフィスを通して注射の為に皮下液をそれから取り出すことの出来る容器を有する電動皮下液ディスペンサも開示されている。

図 7D



**【特許請求の範囲】**

1. 皮下注射液を保持する為の保持手段を有する折りたたみ式容器体であって上記容器体を折りたたむのに十分な圧力が上記保持手段から針手段を通して一旦上記容器体に加えられると皮下注射液が射出される上記針手段を備えた容器体。
2. 請求項1に於いて、射出の為の第2の成分を保持する第2保持手段を含み、しかも上記の針手段が上記の保持手段又は上記の第2保持手段の一方に位置し、かつ上記の注射液と上記の第2成分とを合体せしめる為に、上記の容器体に充分な圧力が加えられる時に、他方の保持手段の中に侵入する位置関係となる折りたたみ式の容器体。
3. 請求項1に於いて、上記の第2の保持手段がベローズの形態を有する折りたたみ式の容器体。
4. コンテナ手段から液を供給する為の、  
液コンテナ手段から液を引き出す為の液の引き出し手段、  
しかも上記の液の引き出し手段は電動ポンプを含み、  
コンテナから引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、および  
上記のポンプおよび上記の注射手段への給電の為の充電可能な電源手段、  
しかも上記の電源手段は、電源移動時に放電可能であり、しかも上記の電源手段は、その後の充電の為に液体ディスペンサから取り外すことが可能であり、かつ上記の液体ディスペンサに用いることの出来る別の取り替え電源手段を作る為の手段  
を含む皮下液ディスペンサ。
5. コンテナ手段からの液を供給する為の  
液コンテナ手段から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の液引き出し手段は、電動ポンプを含み、  
コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、しかも上記の注射手段は、注射すべき個体の選ばれたグループに対する单一注射オリフィスを含み、および  
上記のポンプおよび上記の注射手段に対する給電の為の電源手段

を含む皮下液ディスペンサ。

6. 請求項5に於いて、上記のコンテナ手段が液槽を保持するコンテナであり、また上記の液引き出し手段は、予め定められた上記の液の投与量を引き出す為の手段を有する皮下液ディスペンサ。

7. 液槽を有する液コンテナからの液を供給する為の液コンテナ手段の槽から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の液引き出し手段は、コンテナからの液を受け取る為の液入口手段および液を排出する為の液出口手段を含み、

上記の液引き出し手段の、液出口手段から液を受け取る為の圧縮の可能なチャンバー手段、

上記の圧縮可能なチャンバー手段の中の液に圧力を与えるための、上記の圧縮可能なチャンバー手段を圧縮する為の電動圧縮手段、および

上記の圧縮手段の作動に応じて、圧縮可能なチャンバー手段からの液を個体に注射する為の、上記の圧縮可能なチャンバー手段に作動時に接続することの出来る注射手段

を含む皮下液ディスペンサ。

8. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、上記の圧縮可能なチャンバー手段からの液を注射される一群の個体に次々と供給する為の多数の注射オリフィスを含む皮下液ディスペンサ。

9. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、選ばれた個体群に液を供給する為の单一注射オリフィスを含む皮下液ディスペンサ。

10. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、一群の個体に上記の圧縮の可能なチャンバーからの液を次々と注射する為の多数の注射針を含む皮下液ディスペンサ。

11. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に給電する為に、電源手段を上記の圧縮手段に作動可能なように接続する為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

12. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に電力を供給

する為の充電可能な電源手段を含む皮下液ディス

ペンサ。

13. 請求項7に於いて、使い果たされた電源手段に取り代わる為の充電された電源手段を、上記の圧縮手段に接続する為の手段を更に含む皮下液ディスペンサ。

14. 請求項7に於いて、液引き出し手段が引出し量を予め定められた投与量にする為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

15. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、手動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

16. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、電動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

17. 請求項7に於いて、上記の液引き出し手段の入口手段を取り外し、および取替可能コンテナに作動可能なように接続する為の手段を更に含み、しかも使い果たされたコンテナは希望の液を保持するコンテナと取り替えることの出来る皮下液ディスペンサ。

**【発明の詳細な説明】**

皮下液ディスペンサ

**関連の申請に対する交叉参照**

この申請書は、現在は放棄されている1987年6月8日に提出されたU.S. Serial No. 07/059,620のファイル表紙をそのまま引き継いでいる1989年4月7日に提出されたSerial No. 07/336,636の部分継続である1992年1月8日に提出された該当U.S.特許申請Serial No. 07/818,235の部分継続申請である。

**技術分野**

この発明は、液体の皮下注射の為の装置に関するものである。

**発明の背景**

皮下液ディスペンサは、2つの広範なグループに分けることが出来る。即ち一つのグループは、注射針付きの皮下用ディスペンサであり、他の一つはジェットインジェクタである。ジェットインジェクタは、無生状態ヴィールスの供給を含む免疫プログラムに特に有用であり、ニードルインジェクタは無生状態ヴィールスの供給さらには投薬に有用である。

一般に針を用いた接種に比較して、ジェット接種は創傷を生じることが少なく、交叉汚染のリスクが少なく、オペレータの訓練の必要度も少なく、また単一時間当たりの処置数を増やすことが出来る。

針を用いた皮下用インジェクタおよび高圧ジェットインジェクタは両者とも広く使用されているが、これらの装置には決定的な欠陥がある。AIDS（後天性免疫不全症候群）の拡散のみを考えても、針インジェクタに伴う問題は、今日の針を用いるシステムのこれ以上の拡大を防止する為の充分な動機となる。インストラクションや一般常識が定着している為に、針を用いたインジェクタを廃止することは困難であり、また人によっては安全な用法を知ることなく、また考えることもなく針を反復使用している。

現在の皮下液ディスペンサは、それらが獣医および家畜用に多数の血清投与量を扱うことの出来ない点で充分とは言えない。更にポータブル式の電気ディスペ

ンサは、使い終わったバッテリの搬送および処分の問題を伴う。

また獣医および家畜用の場合に、交叉汚染の点が全く配慮されていない。一つのグループの動物が疾病を持つ時には、全グループに疾病の広がることが考えられる。このように或るグループの動物への注射の場合、例えば BST ホルモンを或る牛の群れに注射する時には、一つのオリフィスで疾病の伝わることは充分に考えられる。

ジェットインジェクタは、針インジェクタに付随する上記の問題を一般的には避け得るが、然し現在入手し得るインジェクタは高価で、故障し易く、持ち運びには余りにも嵩が大きく、また一般には使用するのに不便である。

#### 発明の開示

本発明を特に人体用に使用する際の好ましい実施例によれば、皮下液ディスペンサは、それぞれ液チャンバを有する複数の折りたたみ本体に挿入する挿入手段、本体を折りたたむ弹性手段を含む圧力作用手段及び弹性手段にエネルギーを与えるのに適当な源となるモーター手段から構成される。

第 2 の実施例は、交叉汚染が余り重視されない獣医または家畜用を対象とするものである。この場合には、インジェクタシステムは 100 、 200 の多投与量或は投与量の便利な数のコンテナを含み、次の投与量の準備の為にピストン又はペローズが引き戻される時に、手動又は電気手段により血清が注射チャンバーに吸引される。この方式は、牛乳の生産量を高める為に乳牛群に BST ホルモンをスケジュールに従い、そして反復的に投与するのに特に有用である。

有利なことに私の発明は、針インジェクタおよび高圧ジェット皮下インジェクタの両者に使用することが出来る。

#### 図面の簡単な説明

発明は添付の図面に図示され、しかも

図 1 および 1 A は、発明による 2 つの複数接種ジェットインジェクタの側図面図であり、

図 1 B は、図 1 および 1 A のインジェクタに使用する為の改善されたボディリングガードの部分見取図であり、

図1Cは、図1Aおよび1Aのインジェクタに使用される改善されたノズルの見取図である。

図2Aおよび2AAは、その中にそれぞれ図1および1Aの新しいインジェクタを取り付けたジェットインジェクタシステムの断面図を図示し、

図2Bおよび2BBは、それぞれ図2Aおよび2AAのジェットインジェクタシステムの側断面図であり、インジェクタの一部は消費されている。

図3および図4は、図2または7のジェットインジェクタシステムのコントロール、モニタリングおよびモータ駆動回路の一つの実施例の模式図であり、

図3Aおよび3Bは、図2および7のジェットインジェクタシステムに於けるモータ駆動回路に関する上記に代わる実施例の模式図である。

図3Cは、図3に示された電源スイッチの代案実施例であり、

図5Aから5Eは、インジェクタの使用時に生じる段階の順に、私の発明による皮下用針インジェクタの側断面を示し、

図6は、私の発明による複数接種ジェットインジェクタシステムのブロックダイアグラムであり、

図7は、私の発明によるジェットインジェクタの代案実施例の見取図であり、

図7Aは、ディスペンサにN個の未使用のインジェクションを持つ新しいマガジンの図7のインジェクタの拡大見取図であり、

図7Bは、N-1個のインジェクションが使用された後の図7Aに図示されたマガジンの拡大図であり、

図7Cは、ジェットインジェクタの見取図であり、充電の可能な電源は取り外しの可能なモジュールであり、また多投与量コンテナがインジェクションヘッドに接続されることにより、多数の対象物に対してインジェクション作業を迅速に継続することが出来る。

図7Dは、インジェクタがバッテリモジュールにより、又は相手ヘッドを挿入し、容量の大きい電源、例えば壁タップ発電機、大型バッテリーバンクまたは充分なソーラーエネルギー源により直接駆動されることが出来る時の形態を示す。

図8Aは、その中に新しいカートリッジを取り付けられた図7に示されたジェ

ットインジェクタシステムの部分側面図であり、また

図8Bは、カートリッジがその中で破られている図7のジェット

インジェクタシステムの部分側面図である。

#### 実施例の詳細な説明

図1は、保護カバー110付きの液体を充填されているジェットインジェクタまたはディスペンサを示す。図1のジェットインジェクタは、液体を満たされたベローズ100、1対のガイドロッド陥凹111および112、ベローズ100の小さい径よりも僅かに大きい内径を持つ1セットの薄いワッシャ116、ガイドロッド陥凹111および112および開口105および106に整合するワッシャー116の各々に於ける1対の穴117から成るフロントプレート102、ディスペンサと皮膚との間の滑りを防止する為の図1Bに示された間歇パターン901を持つ間隔用ガードリング103、出口ポート109（図1Cに詳細に示されている）を持つ使い捨て及び取替可能出口ノズル101、溝114を持つラム113、およびバックプレート104からなる。

保護リング103は、それぞれ図1Bおよび1Cに示された特徴を持つ点で有利である。図1Bのリング103の端末に於ける間歇的なパターン901は、ディスペンサと注射されるヒトの皮膚との間の滑りを防止する。ノズル101は、その端末903を図1Cまたはその他の方法でネジを切られている為に、ノズルは使い捨て及び取り替えが可能である。バックプレート104は、ワッシャ116の中の穴117に整合する開口105および106を備え、そしてこれらはジェットインジェクタカートリッジが図2Aおよび2Bのシステムに備えられる時に、1対のガイドロッド、および図2A

のシステムの駆動スプリング227を受け入れる為の陥凹107を形成するリング115を受け入れる。図1のインジェクタは、例えば、成長ホルモンの投与の為の使い捨てインジェクタまたは複数の再使用可能なインジェクタであることが可能である。補助者は、図1Aに示された多数のカートリッジをベルトホルスターに又は図7Cおよび7Dに示されたように、一つの大きな容器又は袋に入れ、ホ

ースをインジェクションチャンバに接続して、それらの中に予め充填することが出来る。出口ポートは、セラミック、プラスチック、ガラス又は金属製であり、また取り外し及び取り替え可能であるか又はインジェクションヘッドの恒久的な一部であることも可能である。何れの場合にも出口ポートを成型する場合に、フローオリフィスを先ず予め形状を付与された金属又は他の充分な剛性を持つメンバーを使用し、そしてそのサイズと形状、即ち長さ、径および流路の角度が層流を形成するように選ぶことにより装置の経済性は向上する。オリフィスを形成する為の他の考えられる方法のあるものには、レーザーボーリング、水ジェット切断および電子ビーム切断が含まれる。

図2Aは、その中に図1の新しいジェットインジェクタを取り付けられている皮下ジェットインジェクタシステムの図解による実施例の断面図である。図2のシステムは、一般にハウジング220、図3および4のコントロール、モニタリングおよびディスプレイ装備（図2Aには示されていない）、電動モータ221、ネジ部分223を持つモータ出力シャフト222、ネジ223と嵌合する内ネジ225を持つ負荷ラム224、エネルギーを蓄えるスプリング2

27、後述される図3に関して記載される可き磁気抵抗トランスジューサーシールド226、ベローズ100の芯出し、およびサポートを行う為の1対のガイドロッド228および229、保持用掛け金238および239、かけ金232および233、フォロワースプリング230および231およびフォロワープロック234および235を含むトリガー機構を含む。かけ金232および233を解除する為の機構は図2に示されず、かけ金232および233を同時に持ち上げる適切なリンク機構があれば適切である。エネルギーを蓄えるスプリング227に負荷を与える為の代案の実施例では、ネジ付きのモータシャフト222の代わりにシャフトにより駆動されるカムが用いられ、そしてこれはモータシャフトが回転するにつれてエネルギーを蓄えるスプリング227を圧縮していく。

図1、2Aおよび2Bのインジェクタの代案の実施例が、図1A、2AAおよび2BBに図示されている。代案実施例では液体を充填されたベローズ100の代わりに、折りたたむことの出来る液体を満たされた“ハット”ダイアフラムタ

イブ構造を用いることが出来る。図1のかけ金111および112の代わりに、図1Aではハット構造をフロントプレート102に取り付け、そして確実に保持する為のスロット120が用いられる。この装置は、液体チャンバの代わりにピストンタイプの注射器が用いられる時には同様に効果的である。

図2AAは、その中に新しいインジェクタを取り付けられたインジェクタシステムの断面図である。ダイアフラム122が、その時

に適合しているハウジング220に挿入される時には、チャンバの排気を容易にし、そして複数回のインジェクションが続く時に内方の折りたたみ動作を行わせる為に122は最初に僅かに折りたたまれる。ハウジング220の適合した形状は液体チャンバ122を拘束し、そしてスプリング227が解放された時の注入圧力の影響による好ましくない外方への膨張を防止する。バックプレート124は、かけ金232および233が注入の行われる度に、その外径(図2BB)の中に徐々に折れ曲がる際に液体チャンバ122に干渉することのない形状を持つ。注射器の場合にピストンは注入の行われる毎に右方に次第に押される。

下記の考察は、図1、2Aおよび2Bの実施例に特定的であるが、この考察は図1A、2AAおよび2BB並びにピストンタイプ注射器ディスペンサの代案の実施例に同様に適用される。

図1の新しいジェットインジェクタが、図2のシステムに取り付けられる時点の前に、図4の手動式のリセットスイッチ436が作動して、図4のICセット回路はシステムの最初の状態を確定することが可能となる。回路426の出力信号は、信号430を発信して図3のモータリセット351が負荷ラム224を図2Aに図解された最初の位置に戻すことを可能にし、信号427を発してデジタルパルスデコーダ324を初期状態にし、更にデジタルウインドデコーダ386の為の信号428およびパルスデコーダ、カウンタおよびディスプレイ424に対する信号429を発する。上記の代わりにラム224又はカムは、新しいベローズが取り付けられた時には、初期位置に手動で戻ることが出来る。

タおよびディスプレイ424の機能は、後述の図3および4の記載から明らかとなる。このようにシステムが調整された後に、新しいジェットインジェクタが防護カバー110から外され、そして図2Aに示されたハウジング220に挿入される。ジェットインジェクタを取り付けるには、ガイドロッド228および229が、ワッシャ116の開口117を通してバックプレート104の中の開口105および106の中に挿入され、そしてインジェクタはハウジング220の中に移されることにより、フロントプレート102の正面がラッチ238および239によりクランプされる。ジェットインジェクタがハウジング220の中に移されると、かけ金232および233は、バックプレート104の中のノッチ108に嵌合し、バックプレートが図2Aの中で左に移動する際にバックプレートの運動に追随する。フォロワーブロック234および235は、かけ金232および233の左への運動に追随し、従ってフォロワーコイルスプリング230および231を圧縮する。更に、新品のインジェクタが図2Aに図示された位置に在る時に、エネルギーを蓄えるスプリング227は、バックプレート104の背面の中の陥凹107に入る。図2Aのシステムは、オペレータが一連の接種を行うことの出来る状態に在る。

オペレータのコントロール下に於いて、図2A、3および4のシステムは、モータ221へ選択的に電力を供給することにより、図2Aに於いてラム224を右に進め、従ってコイルスプリング227を圧縮する。後述のように図3の回路は、スプリング227の圧縮

の度合いをモニタし、そして圧縮が目標値に達した時にはモータへの電流を断つ。目標値は、メーカーにより設定された限界値またはオペレータにより経験に基づいて定められた値であることが出来る。スプリングが目標値にまで圧縮された後に、ガード103は注入される可き相手の適切な箇所の皮膚に直角に保持して当たられる。ガード103の外側リング面は、歯状パターン901を備えることにより、リングが注入中に皮膚上を滑ることを回避することが出来る。万一リングが注入中に滑ると、相手はジェット接種ではなく、ジェットカットを被ることがある。オペレータは上述のように、図には示されていないトリガーを押すことによ

より注入を開始する。トリガーを押すと同時に、かけ金232および233は、バックプレート104の陥凹108から外れる。スプリングに蓄えられたエネルギーは解放され、そしてバックプレート104は急激に移動することにより、ベローズ100が部分的に折りたたまれる。ベローズが折りたたまれると、希望の量の液がプロジェクション101の出口ポート109を通して放出される。エネルギーの給源として圧縮されたスプリングを使用することは、最初の圧力は高いが、ベローズ100が折りたたまれるにつれて低下する点で有利である。ポート109のサイズと長さ及び圧縮されたスプリングのもたらす圧力変化曲線は、希望の深さまでの液の皮下注入を保障する希望の圧力変化曲線を定めることが出来る。ポート109の直径および長さは、チャンバから出口尖端までの液が層流となることを保障するように選ばれる。ベローズが折りたたまれるにつれて、ガイドワッシャ116が同時に動くことにより、ベローズが注入の最初の高い圧力の影響で曲がることを防止する。

上述のように、新しいインジェクタがハウジング220の中に挿入される時には、フォロワースプリング230および231は圧縮される。従って、トリガーが開放された後はフォロワーブロック234および235並びにかけ金232および233は、図2Aに於いて右方に寄せられることになり、最終的にかけ金は再びバックプレート104の中のそれぞれの陥凹108に嵌合する。フォロワーブロック234および235を、小型のダッシュポットに接続されることにより、上記の動作を遅らせることが出来る。図2Aのシステムは、これで再び次の注入に備えることが出来る。

ベローズ100の壁の厚みは限定されている為に、完全に折りたたまれたベローズはかなりの長さを持つ。ラム113の長さは、折りたたまれたベローズの長さにほぼ等しい。ラム113がなければ高価な液は完全に折りたたまれたベローズの中に残る。ラム113の中の溝は、ラム113を取り巻くベローズの部分の中に液の閉じ込められることを防止する。

上の記述は、図3および4のコントロール、モニタリング、モータ駆動およびディスプレイの各装置を中心とした接種プロセスの一般的な概説である。私の意

図は、安全で、コストの安く又は使用に便利な皮下注射器具を提供することに在るが、私はまた公知のジェットインジェクタには見られない電子的なモニタリング、モータ駆動およびコントロールの手段をも提供するものである。

図6は、私の発明による皮下ジェットインジェクタシステムのブ

ロックダイアグラム型式の機能図である。図6の点線は、インジェクタシステムの機械部分とシステムの電子モニタリング、モータ駆動およびコントロール部分との間のロジック上の区分を示す。

図6の機能ボックス1から6は、下記のように図2Aおよび2Bの図解された実施例のエレメントに対応する：

図6

図2A

エネルギー給源 1	モータ 221
機械的エネルギーの貯蔵 2	スプリング 227
圧力の拘束 3	かけ金232および233
トリガーの開放 4	図には示されていない
血清チャンバ 5	図1のジェットインジェクタ 但しベローズ100を含む
フローオリフィス	出口ポート 109

図2Aの図解実施例は、コイルスプリング227を圧縮するのに電動のギヤ減速式モータ221を用いているが、この要求はギヤを用いる各種の手動装備または機械的な他の手段により満たされることが出来る。スプリングは機械的エネルギーを蓄えるには好ましいものであるが、図6のブロック1および2は、他の装備、例えば強力なソレノイド、ガス圧力または油圧により置き換えられることが出来る。ブロック1および2の核心的な要求は、血清チャンバ100が効果的な接種を保障する為に、充分な時間にわたり充分な力を与えられることである。

図6のモニタリング機能は、オペレータに装置がインジェクションの準備の整ったこと、即ち、すべてのシステムパラメータが、性能上の許容限界内に在ることを報せる。性能が限界内になく、またシステムが機能を喪失した場合には警告

が発せられる。

図6の圧力センサ7は、エネルギー貯蔵装置2の状態をモニターし、そして蓄えられたエネルギーの量を目標値と比較する。蓄えられたエネルギーの量が目標値に達すると、エネルギーの貯蔵作業は停止される。目標値は、メーカにより確定されている機能上の限界値、またはオペレータにより各種の対象、例えば成人、子供、動物および／又は血清のタイプでのその経験に基づいて定められた値である。DNAテクノロジー、酪農作業および各種のタイプの血清には、それぞれ異なった圧力を用いるのが適切である。圧力の目標値は、オペレータが図6のICセット機能のコントロール装置により設定することの出来る“初期条件”の一つである。

体積センサ8は、各インジェクション毎に液体の量の正しいことの保障を与える。

図6の速度センサ9は、インジェクション後に貯えられたエネルギーが、或る予め定められた値にまで低下するのに必要な時間を求める。この低下時間は、出口ポートの性能の尺度である。出口ポートが部分的に詰まると、圧力の低下は緩やかになる。また出口ポートが摩耗するか又は大きすぎると圧力の低下は速まる。故障が判明すると、オペレータに警告が発せられ、そしてシステムは修正対策

の実施されるまでは機能を喪失する。

図6のICセット10を用いることにより、オペレータは圧力センサ7、ボリュームセンサ8および速度センサ9に対する初期条件値を選ぶことが出来る。

プロセッサおよび決定ロジック11は、コントロール信号をシステム動力コントロール装置13に、またステータス信号をモニタディスプレイおよび警告ユニットに送る。

上記のコントロールおよびモニタリング機能の他に、図4の回路装備は、実施されたインジェクションの数、または図7Aおよび7Bに関する後述のカートリッジシステムの場合には、マガジンの中のカートリッジが使用されて行く中で残ったカートリッジの数を記録する。

図3および4の装備によるシステム機能の実施は、下記の記述から理解される

。

ディジタルインバータ 310 および 312、抵抗 314 および 316 およびキャパシタ 318 は、基準周波数オツシレータを形成するようにデザインされている。常用周波数  $F_{r1}$  は、抵抗 314 の時定数およびキャパシタ 318 により決まる。

図 3 のディジタルインバータ 300 および 302、キャパシタ 3

08 および可変感知インダクタンス 304 は、常用周波数  $F_p$  を持つ可変周波数磁気抵抗トランスジューサオツシレータを形成する。オツシレータの常用周波数は、コイル 304 のインダクタンスの値によって変化する。図 2A には示されていないコイル 304 は、陥凹 107 の中央およびエネルギーを蓄えるスプリング 227 の内側に取り付けられており、また図 2A の磁気抵抗シールド 226 により部分的にカバーされる。磁気抵抗シールド 226 は明確に図解する必要からスプリング 227 の外側に示されているが、然し、ヒト用の深部注入に必要とされる 1700 psi 以上の圧力又は乳牛への充分な浸入の為の 6000 psi 以上の圧力を作り出す為に、極めて大きいサイズを持つスプリング 227 の内径に収められるのが理想である。何れの場合にもスプリング 227 が圧縮されるにつれて、コイル 304 およびシールド 226 の相対位置の変化は、コイル 304 のインダクタンスを変える。従ってコイル 304 のインダクタンスの時定数およびキャパシタ 308 により決まるオツシレータの周波数は、スプリング 227 の圧縮度により決まる。上述のように感知インダクタンスを持つ磁気抵抗トランスジューサオツシレータは、私の “Inductance Systems” に対する 1990 年 12 月 11 日に提出された米国特許申請 07/625,942 から公知である。他のタイプのオツシレータネットワークもまた、例えば、アナログコンパレータ又は増巾器の機能に対して用いることが特筆される。

フリップフロップ 320 は、基準パルスレート  $F_{r1}$  とオツシレータ周波数  $F_p$  との間の差であるパルスレート  $F_{d1}$  を持つディジタル出力信号を発信する周波数ミキサとしてデザインされている。スプリング 227 に圧力が蓄えられていない時には、周波数  $F_{r1}$  および

$F_p$  は互いに等しく、又フリップフロップ 320 の “1” 出力でのパルスレート  $F_{d1}$  はゼロである。

図 3 の図解による実施例では、エネルギー増巾技術はモータ 221 を一連の高速、高エネルギーおよび比較的高い電圧パルスを用いて駆動する。AND ゲート 338 の出力は、モータ駆動パルスの発振をコントロールする。AND ゲート 338 の入力は次のものを含む：スプリングの圧縮の目標値に達するまで高いレベルに在るフリップフロップ 336 の “0” 出力、パルスデコーダ 424 からの BT コンダクタ、トリガが作動してインジェクションを開始する時以外には高いフリップフロップの “0” 出力、キャパシタ 348 の電荷が限界値に達するまで高いインバータ 356 の出力、および基準オツシレータの出力コンダクタ。機能が付与されると、AND ゲート 338 の出力信号は、FET 340 を基準オツシレータのレート  $F_{r1}$  でオンオフする。トランジスタ 340 が on 状態の時には、電流はプラス電位からインダクタンス 342 およびトランジスタ 340 を通って大地に流れる。トランジスタ 340 がその後 off にされると、コイル 342 の磁界に貯えられたエネルギーは、ダイオード 344 およびキャパシタ 348 から成る経路を通って放出される。抵抗 350 および 352 は比較的高い値である。これらの 2 つの抵抗を通って大地に通じる経路でのエネルギーの損失は極めて僅かである。コイル 342 の磁界の崩壊により生じる電圧の大きさは極めて大きく、かつ磁界の崩壊速度により決まる。崩壊の速度は、放出経路のインピーダンスにより決まる。ダイオード 344 は、キャパシタ 348 に電圧の形成されることにより電流の逆流することを防

止する。キャパシタ 346 は、トランジスタ 340 の ON 状態中、コイル 342 に対する電流の追加限界を提供する安定化キャパシタである。キャパシタ 348 の電荷および対応する電圧が予め定められた値に達する時、シキイ值検出器 356 の出力は低下し、そしてゲート 338 は機能を喪失する。予め定められた値は、モータ 221 を駆動するのに充分な電荷と電圧をあらわす。検出器 356 の出力が低下すると、インバータ 358 の出力は高まることにより、トランジスタ 360 はモータ 221 の捲線を通してキャパシタ 348 を放電する為の経路を開路

にすることが出来る。電荷が消失し、かつキャパシタの電圧が検出器 356 のシキイ値を下回ると検出器 356 の出力は高まり、ゲート 340 はキャパシタ 348 の充電するサイクルを開始することが出来る。またインバータ 358 の出力が低下すると、トランジスタ 360 の機能は停止する。スプリング 227 に蓄えられるエネルギーが目標値に達することを示す“1”状態に、フリップフロップ 336 がセットされるまで高速充電サイクルが続く。図面に於いて Q5 のラベルを持つ出力は、フリップフロップ 336 の“1”出力であり、また補完出力はここでは“0”出力と称される。

図 3 の実施例のエネルギー増巾技術を用いる電源は、モータを直接駆動する為の電圧、電流の何れの機能をも持っていない。然し、電源がモータの電圧を満足する電圧レベルに達したものの、その電流が不充分な場合には図 3 A の駆動実施例を用いることが出来る。この場合にはエネルギー増巾は尚當てはまるが、然し、コイル 342 およびダイオード 344 により可能となる電圧増巾は解消し、ま

たこれに伴う効率の低下もまた同様に解消する。上記の代わりとして、インジェクションの為のすべての条件が満たされると、ゲート 338 はトランジスタ 340 を機能させることにより、キャパシタ 348 はバッテリの電圧レベルにまで充電される。即ち、ディバイダ 350 / 352 の中心点が調節されることにより Schmitt トリガロジックインバータ 356 は、キャパシタ 348 にバッテリ電圧が生じた場合に状態を変化させ、そしてその直後にモータは図 3 の実施例に記載されているようにトランジスタ 360 を閉じて駆動される。このシナリオは、モータに対し電圧は低いが、高速、高エネルギーの駆動パルスシーケンスをもたらす。キャパシタ 348 は、モータを運転する為のデザイン値を上回る為の、充分に長い時間にわたり充分な電流を供給するように選ばれる。

図 3 B は、直接モータを駆動するのに充分な瞬間エネルギーを持つ、即ち、エネルギー増巾を全く行わずに、モータを駆動する為の充分な電流および電圧能力を持つ電源の実施例を示す。この場合には、トランジスタ 340、コイル 342、ダイオード 344、キャパシタ 346 および 348、ディバイダ 350 / 352 および Schmitt インバータ 356 および 358 はすべて不要である。この実施

例では、ゲート378の出力がトランジスタ360をドライブする為に、モータはインジェクションの為のすべての条件が満たされる時には、直接電源に接続される。9ボルトアルカリバッテリを用いる“直接駆動”システムのプロトタイプは、それぞれが1700psiを超えるインジェクションを400回実施することが出来た。この実施例では、インジェクション毎の装填時間は10秒に過ぎなか

った。然し、装填時間は、モータサイズ、ギヤ比、駆動能力および／又は目標圧力を変化させることにより増減が可能である。同じシステムに対し高エネルギー密度リチウムバッテリを用いる時に、インジェクションの回数は1000回を超えることが特筆される。

ここに記載されるジェットシステムは、すべて小型で軽量であり又従来のものより使用が容易であるが、駆動の種類の選択は、経済性、許容装填時間およびインジェクションの目的によって左右される。例えば、図3のアプローチは記載の全面的なエネルギー増幅により、モータ／バッテリの組み合せを小型化する為に最もコンパクトなデザインであるが、然し、特定の初期エネルギーの量に対して効率は最低で“ショット”数は低下することは否めない。このシステムの好適な例は、糖尿病患者の日常の使用であり、この場合装填時間は余り重要な因子でなく、又婦人のバッグ又は男子のポケットに入れて持ち歩くことが出来る。軍関係、獣医、DNA又は畜産に関連する大量の免疫化のようなインジェクションの最大数が最も重視される場合には、図3Bに示されたように全く対照的なもの、即ち、大型の直接駆動モータ、低電圧高効率および迅速な装填時間のデザインが最適である。

最後に、発明のシステムの適用範囲の広いことの為に、或る用途では起動電流量の極めて多く、かつ／又はフリーホイーリングロータを持つモータの使用されることがある。この場合には、モータはオプションの、電気駆動されるクラッチ又はギヤー装備を用いて駆動されるのが理想である。この方法では、起動時のロータにより生

じる慣性は、キャパシタが充電されている時に切離され、エネルギーの次のバル

スがモータに与えられる時に再接続され、そして完了時に再び切り離すことにより温存される。全シーケンスは、キャパシタ348が、図3および3Aの増巾技法に於いて充電および放電する際に、トランジスタ360をONおよびOFFにする同じ信号でコントロールされるのが便利である。これが行われる時、トランジスタ360への信号は同期的に遅延する為に、機械的なリンクはキャパシタ348に蓄えられたエネルギーがモータに放出されると同時に接続されるのが最適である。この手段は、図3Bにも使用することが出来るが、然し、その利点はそれ程大きくはない、何故ならば、このケースでは一旦スタートすると目標圧力に到達するまでモータは運転し続けるからである。

モータ221を駆動するのに用いられる方法とは無関係に、フリップフロップ336は、カウンタ322のAn出力コンダクタ、ディジタルウインドウデコーダ386の出力信号、およびBTコンダクタによりコントロールされる。フリップフロップ336は、カウンタ322のAn出力がBTコンダクタの高い際に、高くなる時に“1”状態にセットされ、そしてコンダクタ386の出力コンダクタによりリセットされる。次にカウンタ22は、フリップフロップ320の出力端に於いてFd1信号により、またフリップフロップ362の出力によりコントロールされる。フリップフロップ362は、フリップフロップ320の出力端のFd1信号によりセットされ、そしてカウンタ364のBn出力信号によりリセットされる。カウンタ364は、基準周波数Fr1のパルスに関して時間を限定し、そして

てカウンタ322は較差周波数パルスFd1をカウントする。カウンタ364およびカウンタ322は、同時にフリップフロップ362の出力信号により同時にリセットされるから、カウンタ364は一つのリセット時間から次のリセット時間までの時間の測定ウインドウを提供する。AN出力コンダクタは、スプリング227の変形が目標値に達するまで低い状態にとどまる。カウンタ322が測定時間ウインドウ内でANカウントに達する時には、フリップフロップ336は設定され、そしてゲート338はその機能を失う。同時にフリップフロップ336の“1”出力は、装置が注入の準備の整っていることを示す為に、警告機能388に伝達さ

れる。フリップフロップ336は、フリップフロップの“D”ターミナルへの“B T”入力が高い時にのみセットされることが出来る。図4に関して説明されるように、ベローズテストが満足し得る時にBTコンダクタは高い。測定時間中にカウンタ322に格納されるディジタルコードは、エネルギーを蓄えるスプリング227のその時点の変形に相当する。ディジタルパルスデコーダ324は、カウンタ322内のディジタルコードに対応してBCDカウンタ326、328に対する入力信号を生じる。例えば、スプリングの1ポンドの力に相当するスプリングの変形が、10サイクルの較差周波数Fd1をもたらす時には、デコーダ324は、カウンタ322のコードをBCDカウンタ326、328に対する単一パルスに変換する。カウンタ326、328の中の1のカウントに基づいて、BCDデコーダ330、332はディスプレイ334に信号を送ることにより1ポンドの値をディスプレイする。ディスプレイ334によりオペレータは、該当のエネルギーレベルがスプリング227に蓄えられること、およびイン

ジェクションを開始することの出来ることを知る。フリップフロップ336は注入が完全に終了するまではセットされたままである。速度テストが不良であれば388に警告が発せられ、そしてフリップフロップ336がリセットされることはない。従って次の注入の準備が開始される前に修復対策が実施されねばならない。

図3の下側左部分に於けるスイッチ375の電力は、プラスの電位をインバータ329の入力に接点セグメント370および371、かけ金232および233並びにライン377を通して接続する。接点セグメント370および371は、図1および2に示されたバックプレート104の陥凹108の中に在る。トリガーが作動する時、かけ金232および233は、接点セグメント370および371から外され、そして入力は抵抗374を通して大地に接続されるからインバータ379の出力は高くなる。インバータ379の出力からの高い信号は、390のカウンタをカウントさせることにより使用中のベローズから発せられるインジェクションの数をディスプレイし、そして“D”-タイプフリップフロップ380が“1”状態に設定されるように作用する。この結果、フリップフロップ

380の“0”出力は低下し、これによりANDゲート338の機能を停止する。フリップ380の“1”状態に於ける高い信号により、ANDゲート382はFd1較差周波数信号をカウンタ384の入力に送ることが出来る。上記に説明されているように、較差周波数は、スプリング227が注入後に或る予め定められた値に達した時には低下することになる。従ってカウンタ384に累積するカウントは、インジェクションチャンバが部分的に折りたたまれるのに必要な時

間をあらわす。ウインドウデコーダ386K2により確定された予測値に基づいてカウンタ384内のカウントを判定する。カウントが予測限界よりも大きい時には、出口ポートが詰まっていることが考えられ、またカウントが予測値よりも小さい時には、出口ポートが許容限界を超えて大きくなっていることが考えられる。何れの場合にも警告表示装置388により警告信号がディスプレイされ、そしてフリップフロップ336は修復対策が実施される迄はリセットされない。カウンタ384内のカウントが限界内の場合には、デジタルデコーダ386の出力信号はフリップフロップ336並びにBCDカウンタ326および328をリセットする。この現象が起きるとエネルギーをスプリング227に蓄える為のモータの駆動サイクルが再び始まる。チャンバが部分的に折りたたまれるのに必要な時間は、かけ金232および233が再び陥凹108に嵌入し、プラスの電位をインバータ379の入力に接続するのに必要な時間に比較して短い。この時間的な関係は、上記に示唆されたように、戻りを緩速化する為にダッシュポットが用いられる時には確実に保障される。正の電位がインバータ379の入力に再出現する時には、高パスフィルタとしてデザインされているキャパシタ376および抵抗378は、次の注入に備えてフリップフロップ380およびカウンタ384に対するリセットパルスを発振する。注入すべき量が極めて大きい場合には、液を注入するのに必要な時間は、かけ金232および233が陥凹108に嵌入する為の時間を上回る。この場合には、図解された高パスリセット回路は適切な遅延を持つ回路に置き換えることが出来る。

図4は、液体の充填されたベローズ404または何れか他のタイプの液体を満

たされたカートリッジの正常であることをテストする為の装備を示す。インバータ400および402は、オツシレータのデザインを持ち、そしてこの中で出力周波数  $F_b$  がベローズ404全体を跨ぐインピーダンスにより求められる。インバータ410および412は、周波数  $F_{r2}$  を持つ固定周波数オツシレータとしてデザインされている。またフリップフロップ420は信号  $F_{r2}$  および  $F_b$  に対する周波数ミキサとして接続されている。図4のデザインに於いては、折りたたまれるベローズは可変抵抗として挙動する。従って、ミキサ出力信号  $F_{d2}$  の周波数は、ベローズが満杯の時には最小である。ベローズが折りたたまれるにつれてインピーダンスは減少すると同時に較差信号  $F_{d2}$  は増大する。カウンタ422は図3のフリップフロップ362の“0”出力コンダクタにより限定される測定時間中  $F_{d2}$  信号を蓄積し、そしてパルスデコーダおよびディスプレイ424はベローズステータス情報をディスプレイする。DNカウントにより得られる時間の使用は図解の為のものに過ぎない。異なった時間が必要な場合には、追加カウンタ出力およびフリップフロップが設けられる。424の装備は、カウンタ422内の時間カウントを許容値のレンジまたはウインドウを限定するI Cセット3の情報に基づいて判定する。カウントが許容値の中に収まる時には高BT信号が作られ、そしてフリップフロップはカウンタ322からの後続AN信号の発信時にセットされる。然し、ベローズの中の血清が過大な空泡、凝塊または他の理由による異常濃度を含む時には、 $F_b$  周波数は許容範囲から逸脱し、そして422の中のカウントは予め定められた性能のウインドウから外れる。

可変キャパシタンスが周波数  $F_b$  を決める上記に代わる実施例に於いては、液体は誘電体材料として用いることの出来ることが特筆されねばならない。この実施例に於いては、可変ベローズはキャパシタ408の位置に、また固定抵抗は図4の位置404に設けられる。この場合にはベローズの2つの端末はキャパシタプレートを形成し、そして血清液は誘電体材料である。ベローズの長さが低下するにつれてキャパシタンスが増大、そして周波数  $F_b$  が減少する。

図5Aから5Dは、私の発明によるニードルタイプの皮下インジェクタを、しかもその各使用段階に於いて示している。図5Aのインジェクタは、エンドキャ

ップによりシールされたベローズ500およびラム510、フロントハウジング503、リアハウジング502、圧力ピストン501、フランジ511を持つニードル出力ポート508、ベローズ型の針の外被504および取り外し可能なキャップ507を持つ。図5Aは、使用前の新品のインジェクタを図示する。図1および2のインジェクタの実施例に於けるように、これらの図のサポートガイドリング116は、図5Aから5Dの実施例に使用されることが出来る。ベローズ500は、液体血清または凍結乾燥されたワクチンを含むことが出来る。後者の場合には、外被ベローズ504に容れられた液は、後述のようにベローズ500の中に送り込まれる。ベローズ500、リアハウジング502およびフロントハウジング503は、すべて透明プラスチック材料を使用している為に、オペレータは圧力ピストンが僅かに引き抜かれた時に、血液がベローズ500の中に引き込まれたか否かを確かめることが出来る。

破り捨てることの出来るシール512およびキャップ507を取り外すことにより、オペレータはハウジング502を押しつけることが出来る。キャップ507が自己シール材料、例えば純度の高いラテックスゴムを使用している場合には、キャップ507を取り外す必要はなくなる。通常親指が圧力ピストン501に、人差指およびその隣の指がフランジ511に添えられる。外被ベローズの抵抗は、使用後にベローズを膨張させるのに充分である。然し、針の出口ポートを通して液を排出する為に液体ベローズ500を押し付けるのに必要な力に較べるとベローズ504の抵抗は小さい。従って、フランジ511と圧力ピストン501との間に圧力が作用すると、外被ベローズは折りたたみ始め、そして針が露出し始める。外被ベローズが折りたたまれるにつれて針506の右側部分520は、外被ベローズ504および血清ベローズ500を隔離している膜を刺し通す。更に押し続けられることにより外被ベローズ504の中に残る液は、血清ベローズ500に強制的に送り込まれ、血清の望まれる液体状態が作り出される。破り捨てシール513が取り外された後に、最終的にニードルフランジ505が、内部の面514に接触する。引き続き押しつけられることにより500の中の血清は、針506の出口ポートを通して強制的に押し出され、しかも上記の血清は50

4の容積がゼロになるまで折りたたまれている為に504に戻ることは出来ない。フランジ505の右側に在る発泡体リング516は、フランジ505が刺し通し点520の開口以上に膜を開口することを防止する為のクッションに用いられる。500に於ける膜もまた自己シール型ラテックスダイアフラム材料を使用することが可能であり、そしてこれはインジェクションが終わった後、

針を位置に保持させる傾向を持ち、従って外被は再び延びて針を覆う。インジェクタの最初の中間状態は図5Bに描かれている。

血清が液状でベローズ500に蓄えられている場合には、ベローズ504は単純なコイルスプリングにより置き替えられることが出来る。然し、上記に於いて示唆されたように、ワクチンが凍結乾燥された状態で貯蔵される時には、ワクチンを液状に戻すのに必要な液はベローズ504に蓄えられている。後者の場合には、ベローズ504の中の液は、ベローズ504が最初に押し潰されることにより、針506が露出し始める時に破られるベローズ500の膜の中の穴を通して圧送される。

針が注射位置に差し込まれた後に、破り捨てシール513が取り外され、そして圧力が圧力ピストン501とフランジ511との間に作用することにより液体ベローズ500が折りたたまれ、そして液は出口ポートを通して注射位置に射出される。注射液の無くなった後のインジェクタの状態は図5Cに示されている。図5Eに示されたように、圧力ピストン501の外面の鋸歯パターン518とリアハウジング502の内面の单一鋸歯517により、圧力ピストン501は、部材502の中に送り出され、従ってベローズ500を押し付けることが出来る。然し、517および518の共同作用は、それらが嵌合した後にピストン501の後退することを阻止する。選択的にラム510の端末は、ベローズ500が全面的に折りたたまれた時に、針506の端末520を押し潰すことの出来る形を持つ。これによりニードルインジェクタが再使用されることが不可能

であり、また外被ベローズ504および外被503が延びて針を覆う時には、ベローズ500に針の嵌合された状態に保持することを更に保障することになる。

針が注射位置から引き抜かれ、そして 501 と 511 との間の圧力が取り外された後に、ベローズ 504 は図 5D に示された状態に膨れる。図 5D から判るようすに、針外被ベローズ 504 がその全長にわたって拡がると、針 506 は針ガイド 508 から引き抜かれる。これは注射の準備の際に、針 506 の端 520 が膜に侵入し、血清チャンバを破ったために起きる現象である。針ガイド開口 508 は、トラップ開口 509 に比較して小さいために、針 506 の端末がトラップ断面 509 の端末壁 515 に当ることなくベローズ 504 を再び折りたたむことは不可能でなくとも、少なくとも困難である。ガイド開口 508 に最初に取り付ける前に、針 506 に小さい曲りを与えることにより、壁 515 に針が当る傾向を増やすことができる。

図 7 は、ジェットインジェクタシステムの代案実施例を示し、そしてこの中で各注射毎の血清は個別の折りたたみ可能なカートリッジの中に容れられている。ディスペンサ 700 は、ハンドル 911 を含み、そしてその前端からトリガー 701 が延びる。マズル 913 は、その後方セクションにマズル 913 の長軸方向スロット 915 を通して側方に延びるレバー 702 を備え、そしてこのスロットは、その前方端では下方に延びる部分 917 で終わっている。ディスペンサ 700 は、その前方端で注射の為の血清を保持するカート

リッジ 800 を容れる為の受容器または開口 919 を含む。ディスペンサ 700 は、注射の為にカートリッジ 800 を操作する為のピストンまたはラム 703 を備える。カートリッジ 800 は後述され、そして図 8A および 8B に示される。

図解の為に図 7 に示されたカートリッジは誇大に描かれているが、通常の注射の必要とする血清量は、 $1/2$  から  $1\text{cc}$  (約 .031 から .061  $\text{in}^3$ ) に過ぎず、また実際のカートリッジサイズはこの体積に見合うものである。図 7 のシステムは、単一ショットまたは複数ショットカートリッジを操作するようにそのサイズを決めることが出来るから、図 7A および 7B のマガジン実施例に対しても実際のサイズは小さいものであり、図解されているマガジンは図に示されている N 個のカートリッジに必要な大きさの何倍にも拡大されている。単一ショット装備の場合には、レバー 702 が後方に引かれると、使用済みのカートリッジがレセプタク

ル919から除かれ、そして新品のカートリッジが取り付けられる。新品のカートリッジが取り付けられた後に、レバー702は前方に図7の左に向かって動かされる。

図7に示されたものと同じであるN個のカートリッジ800が、システム700に直列的に入れられている図7Aおよび7Bのマガジン実施例に関しては、インジェクションチャンバへの連続的な着脱の為にマガジンには多様なデザインが考えられる。例えばN個の弾丸を入れたりニアーマガジンを持つ近代的なピストルはチャンバへ弾丸が回転して入るレボルバータイプ武器によく似た方法で、或

は図7Aおよび7Bの好ましい誇大表示された実施例に示されたように、新たな注射が行われる度にインジェクタチャンバに開口919を通して単純に送り出されるマガジン全体921が示されている。この装備の場合には、カートリッジは各注射の終わる毎に引き出されず、マガジン921の中にとどまるのである。このデザインは、軍関係又は世界保健機構の疾病抑制策の為の世界的な活動のような、大量免疫プログラムの中での危険な拡散を防止する上で特に重要である。使用済みのカートリッジを集め、そして格納する為の他の方法も、例えば、装填されたカートリッジのボリュームと同じ空間を持ち、そしてその中に用いられたカートリッジが、注射の終わりに落下するマガジンのように可能である。

マガジンの手動送りは、レバー702により実施されることが可能であり、或はスプリングを用いたラチェットアセンブリにより自動送りが可能であり、そしてこのアセンブリはマガジン921がディスペンサ700の底部開口の中に嵌込まれ、そして上方に押し上げられることにより注射シーケンスの為の初期位置にロックされる。システムは電気的である為に、モータ送りが最も便宜なものである。然し、高圧インジェクションを繰り返す為の動力の温度が、多くの用法の中で最優先される課題である。上述のように、カートリッジ800内の血清チャンバ804を、カートリッジが注射位置に移ると圧潰する目的で（後述のように）圧力ピストン703を前方に駆動するには何れの適切な駆動力も利用されることが出来る。

スイッチ375は、基本的にシステム動力に対するON-OFF

スイッチである。動力の伝達には多様な方法が考えられるが、通常用途および／又はユーザの好みにより選ばれる。3種の方法が次に紹介される。

一つの方法の為の図3によれば、スイッチ375は単純にONにされると、フリップフロップ336は、自動的にゲート338に機能を付与し、そしてモータ221をONにする。目標圧力に達するとフリップフロップ336がゲート338の機能を停止する。このサイクルは、システムに故障が起きるか又は注射能力が使い果たされるまで続けられる。单一または複数カートリッジシステムでは、接点232、233の拘束動作は、図7、7Aおよび7Bのトリガーメカニズム701の一部として行われる。

別の実施例に対する図7Aおよび7Bによれば、図3Cの瞬時スイッチがラッチング接点232、233に取り代わって用いられる。スイッチ375は尚一次電力をシステムに送るが、然し、スイッチ372は瞬時スイッチである為に、マガジンがディスペンサの中に確実に位置決めされるまで“開路”状態であり、位置決め後にはスイッチ372は、それが第1カートリッジをスロット373を通してマガジン921の壁に接続すると閉路状態となる。その後インジェクタは自動的に機能を与えられ、そして次の注射の為の必要な圧力を生じる。用途によつてはまた図3Cに示されたように、スイッチ375は通電状態のカートリッジがインジェクションチャンバ上に在る時にのみ作動し、そしてこの場合には、スイッチ372はカートリッジが満杯である時には圧力ピストン802（図7）の存在

を検出するが、然し、カートリッジが排出された時にはこのようなインターフェースを持たない。カートリッジの間の空間の故に、上記のスイッチは“ショット”間には機能を失う。これらの機能は、一部使用されたマガジンがディスペンサに挿入される時に最も有用である。

手動／自動が第3の実施例に於いては選択が可能であり、そしてこの場合、手動モードスイッチ372は自動モードでのカートリッジによるのではなくユーザにより押される。然し、自動モードもまた上記のパラグラフに記載のように実施されることが出来る。

マガジンおよびカートリッジ実施例が用いられる時に、カウンタおよびディスプレイ機能 390 は、マガジン内に実際に見い出される“通電”カートリッジの数を電子的にカウントし、そしてディスプレイする（図 7 A および 7 B の 926 に示されたように）。カウンタおよびディスプレイの数字は、カートリッジが使用されるにつれてゼロに向かってカウントダウンを実施する。この機能もまたマガジンが取り外され、次に後のインジェクションの為にディスペンサに戻される場合には重要である。

マガジンタイプシステムの場合には、使用済みのカートリッジが安全に処分されることは明白である。然し、或る場合には、経済上の理由でマガジンは長期の使用に耐える堅牢な構造を持つことが出来るが、この場合にはマガジン全体が疾病の防止の為にセンターに返品され、殺菌され、そして全部又は一部が再使用される。このよ

うな実施例の一つに於いては、カートリッジ自体が再使用が可能であるが、然し、出口ノズルが取り外され、そして図 1 および 2 の複数投与量カートリッジに対して記載された同じ方法で取り替えられる。マガジンが再使用可能であれば、このデザインの好ましい実施例は、カートリッジカウンタ、そのプロセッサ、ディスプレイおよび電源を、マガジンの中に理想的に配置することが出来る。この実施例では、カウントの初期状態復帰が必要ではない。何故ならばマガジンがディスペンサの中に在るか否かには無関係に、マガジン内の通電性のカートリッジがリアルタイムで検出されるに過ぎないからである。事実この技術は、ピストル、ショットガン、ライフルおよびあらゆるタイプの自動又は反自動の武器のような他のマガジンをベースとする用途には有用である。このようなシステムに対しては、バッテリ電圧低下が独立したカウンタシステムと共に使用される。図 3 に記載された磁気抵抗トランジスタおよびプロセッサの特別にデザインされたバージョンは、この実施例に対しては理想的と言える。

最後に、図 7 のものに似たディスペンサは、図 5 の針をベースとするカートリッジに対して使用することの可能なことが特筆される。更に図 5 のカートリッジが、図 7 A ディスペンサのマガジン構造の中にデザインされる時には、N 個の針

タイプのカートリッジがジェットインジェクタによく似た方法で使用することが出来るが、然し、個々のカートリッジの場合よりも効率と速度は著しく向上し、しかも公衆に対するリスクを抑制することが可能となる。何故ならば、マガジン全体が免疫チームの細心の監視下に置かれるからである。

図5の実施例のケースに於けるように、図7および8のジェットインジェクタは、透明プラスチックの材料を使用することが出来る為に、オペレータは針が装着された後、但し液を排出される前に針が血管に確実に入っているか否かを確認することが出来る。これは電気的に駆動されるシステムの監視およびコントロールシーケンスの影響下で、圧力ピストンを自動的に微小距離だけ引き抜くことにより可能である。

図7Cおよび7Dは、交叉汚染の可能性の少ない時に、充電可能な電源と多数のショットを可能にするシステムを用いる点で、図7Aおよび7Bに代わり得るものである。典型的な用途は、獣医および畜産分野であり、この場合には複数ショットカートリッジシステムの代わりに血清コンテナ962が使用される。

図7Cによれば、正しい投与量の血清960が、コンテナ962から接続チューブ964を通して取り出され、そしてアクセスニップル966を通してインジェクションヘッドに送られる。これは次のショットの為にラムが引き戻される為に行われ、そしてこの場合に各投与量は同じオリフィスを通して投与される。特に獣医分野では乳牛群へのBSTホルモンの定期的な（時として毎日）投与は極めて効果的な手順となる。このシナリオを用いる時に、血清コンテナ962は正しい数の投与量が予め装填され、次にユーザにより腰または肩のベルト970を用いて持ち運ばれることにより、全動物群が迅速に接種することが出来る。

図7Cに於いては、パワーパック950がジェットインジェクタハウジングの出入口ポート954を通して着脱される。このアプローチを用いる時、各給源から得られるショットの数は余り重要ではない反面、免疫チーム、ヘルスケア、畜産又は獣医分野のメンバーにとって、バッテリを反復的に取り替えそして処分することは不便であろう。彼等の行う可きことは、貯蔵ベルトに多数の給源を入れ

れ、それぞれが使い尽くされるたびに取り替え、次に全グループに隔離された場所ではソーラーエネルギーで、或は便利の良い場所ではスタンダードのAC又はDC給源を用いて充電させることのみである。最後にパワーパック968は、バッテリー作業の搬送性が要求されなければ、他の電源を用いた作業をも可能にする。

カートリッジ800は、図8Aおよび8Bに詳細に示される。カートリッジ800は、ラム803を伴うシールされた血清ベローズ804、リアーハウジング801、圧力ピストン802、フロントハウジング812、しかもこれはガードリング805、更にフランジ808を備えたジェット出口ポート807を持ち、および取り外し可能なキャップ810を含む。図8Aは、血清ベローズ804のシールを破る前の、図7、7A又は7Bのシステムに取り付けられた新しいインジェクタを図示する。

図8Bは、図7のレバー702が前方に動かされることによりベローズ804のシールを破り、そしてインジェクタピストン703を位置に移して、圧力ピストン802を前に動かして、ベローズ804を圧潰した後の図8Aの状態を示す。

上記に開示された私の発明の図解の実施例は、私の発明を代表するものであるが、私の発明の精神と範囲から逸脱することなく、形態および機能に関して多くの変更を施すことが可能である。

【図1】

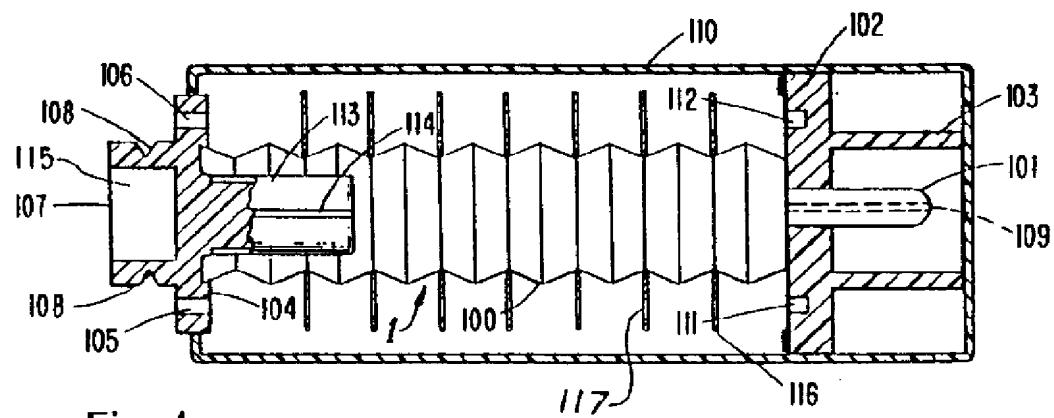


Fig. 1

【図2】

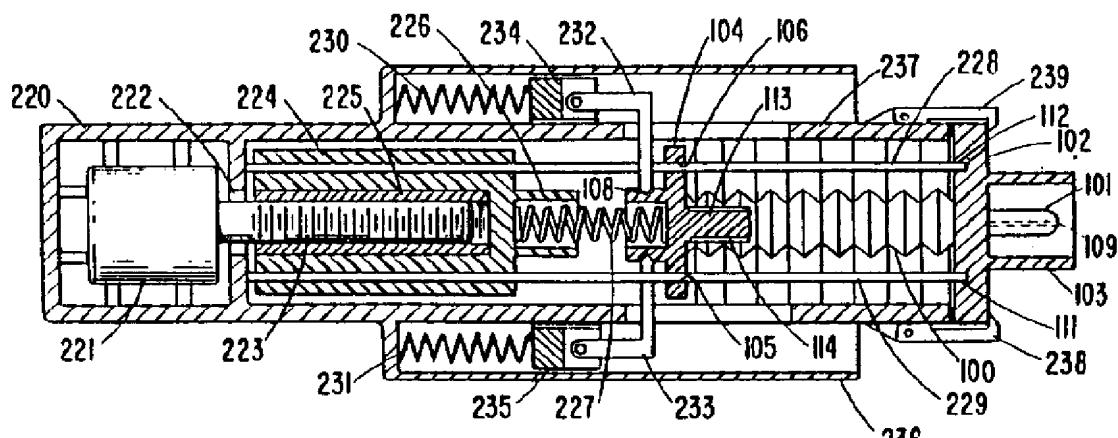


Fig. 2A

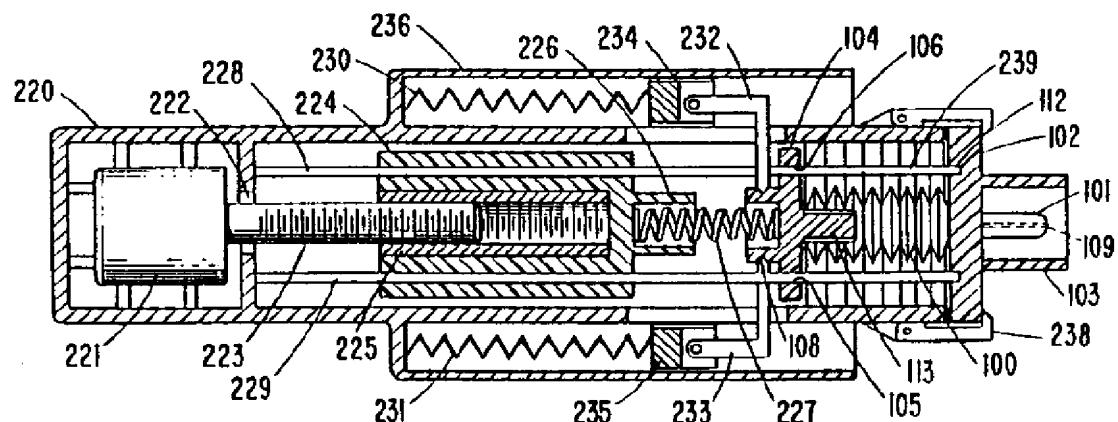


Fig. 2B

【図1】

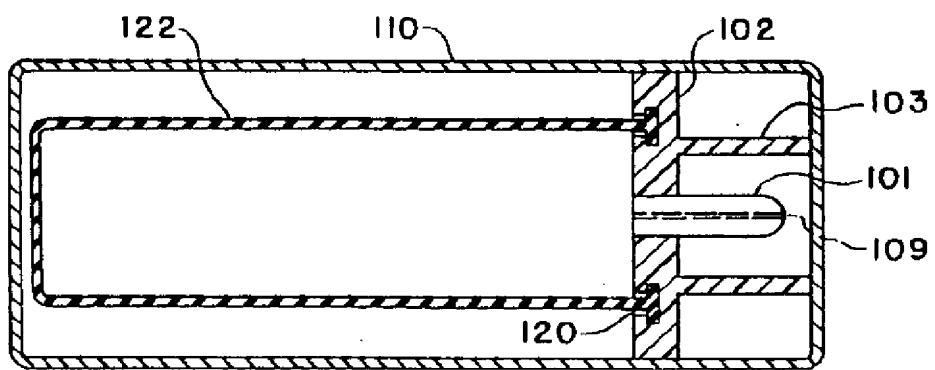


Fig. 1A

【図2】

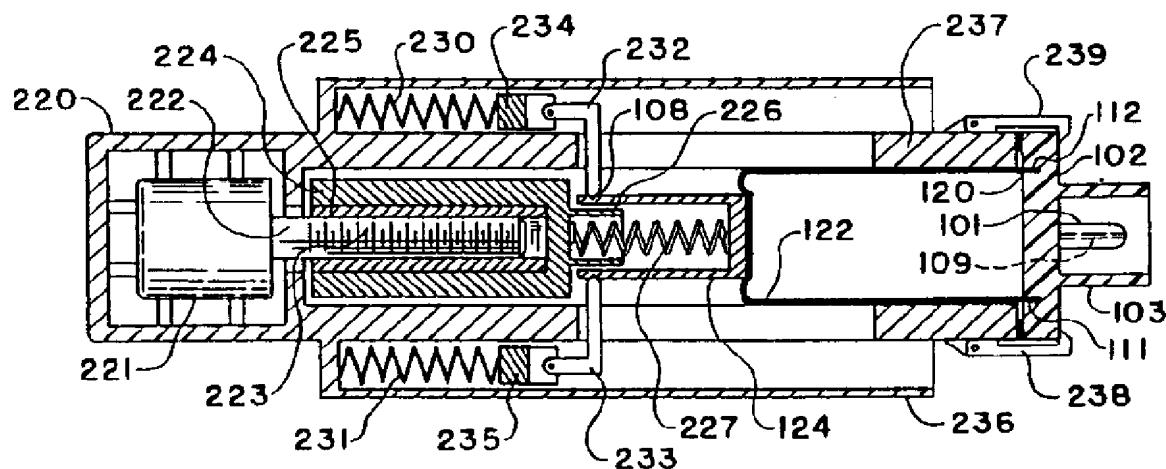


Fig. 2AA

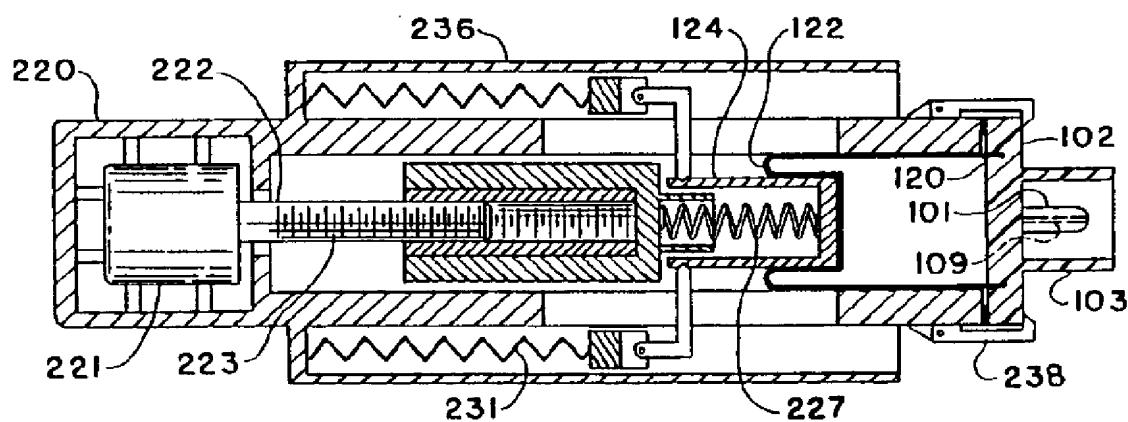


Fig. 2BB

【図1】

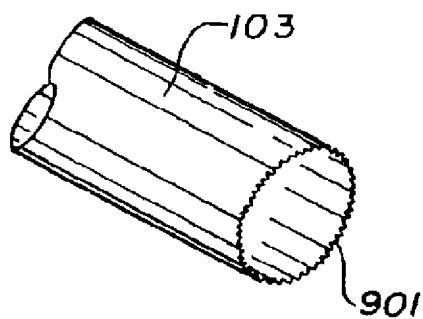


FIG. 1B

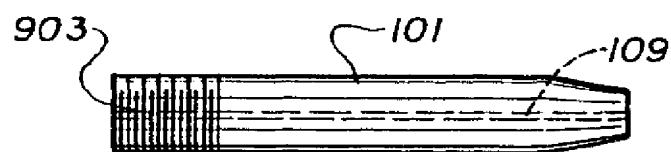
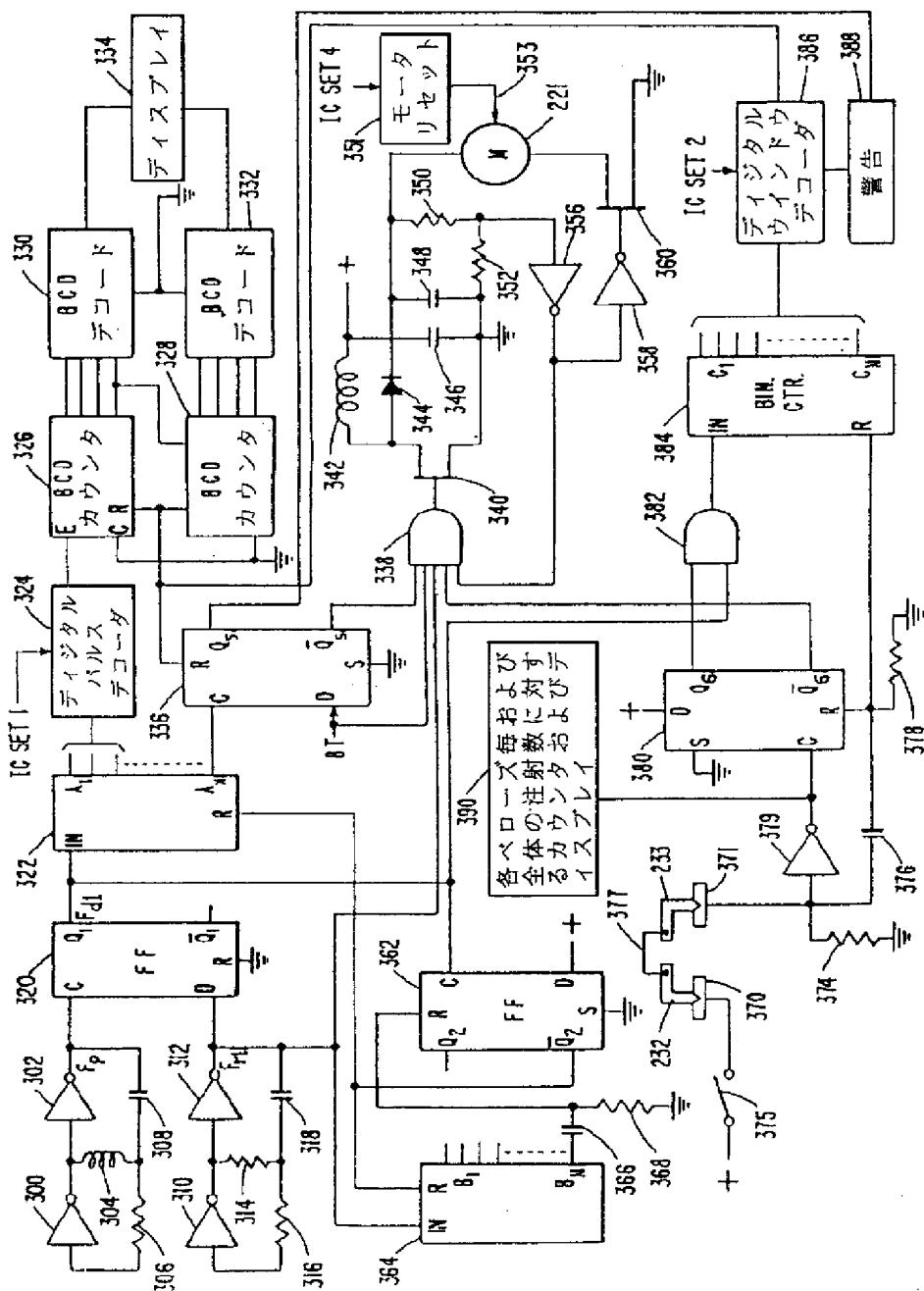


FIG. 1C

[ 図 3 ]

3



【図3】

図3A

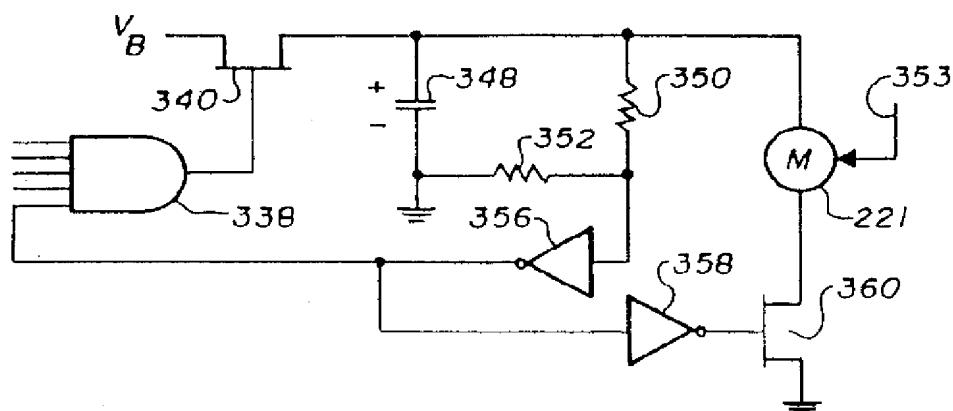


図3B

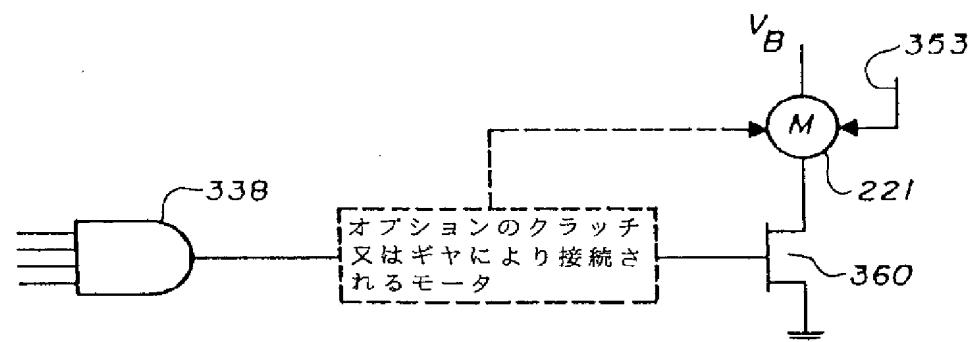
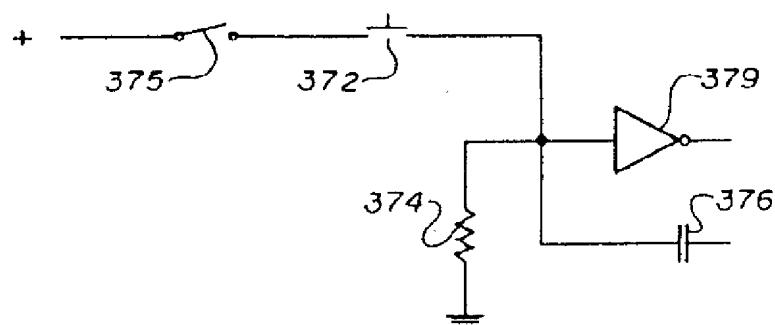
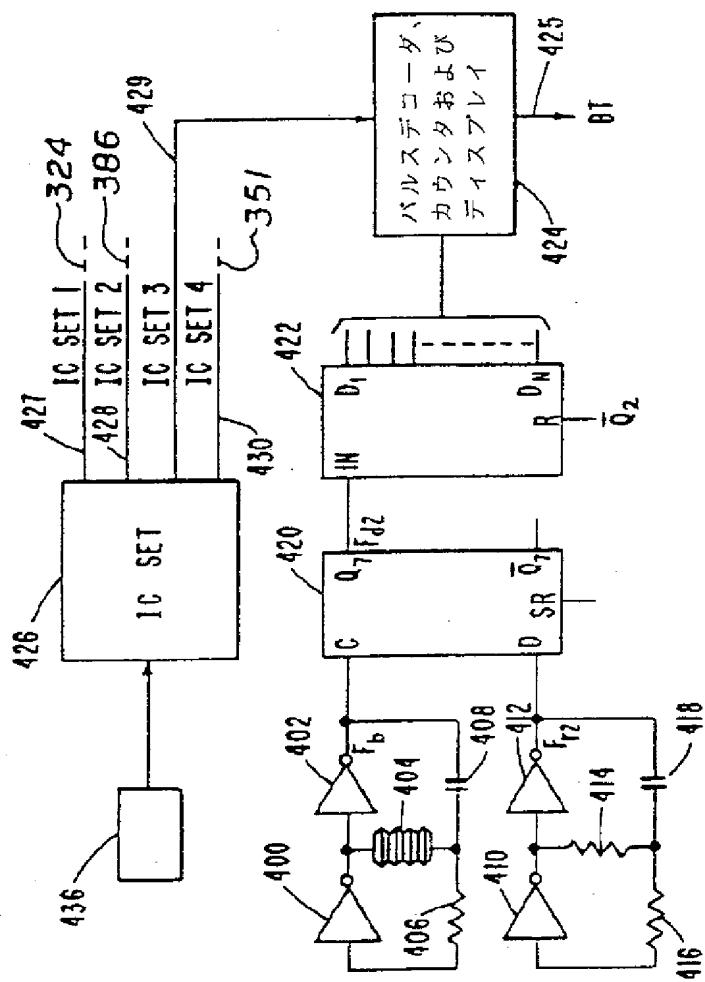


図3C

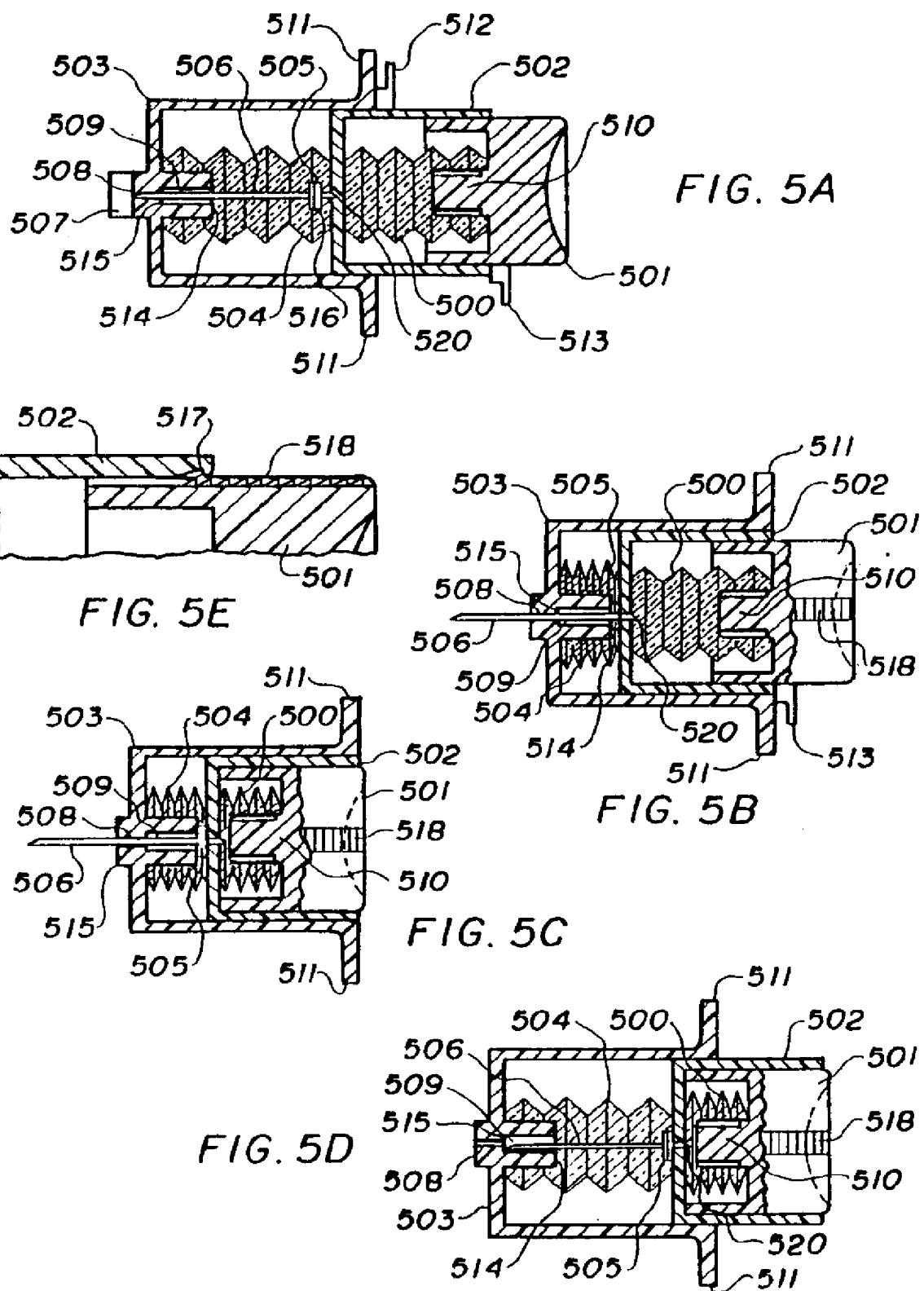


【図4】

図4

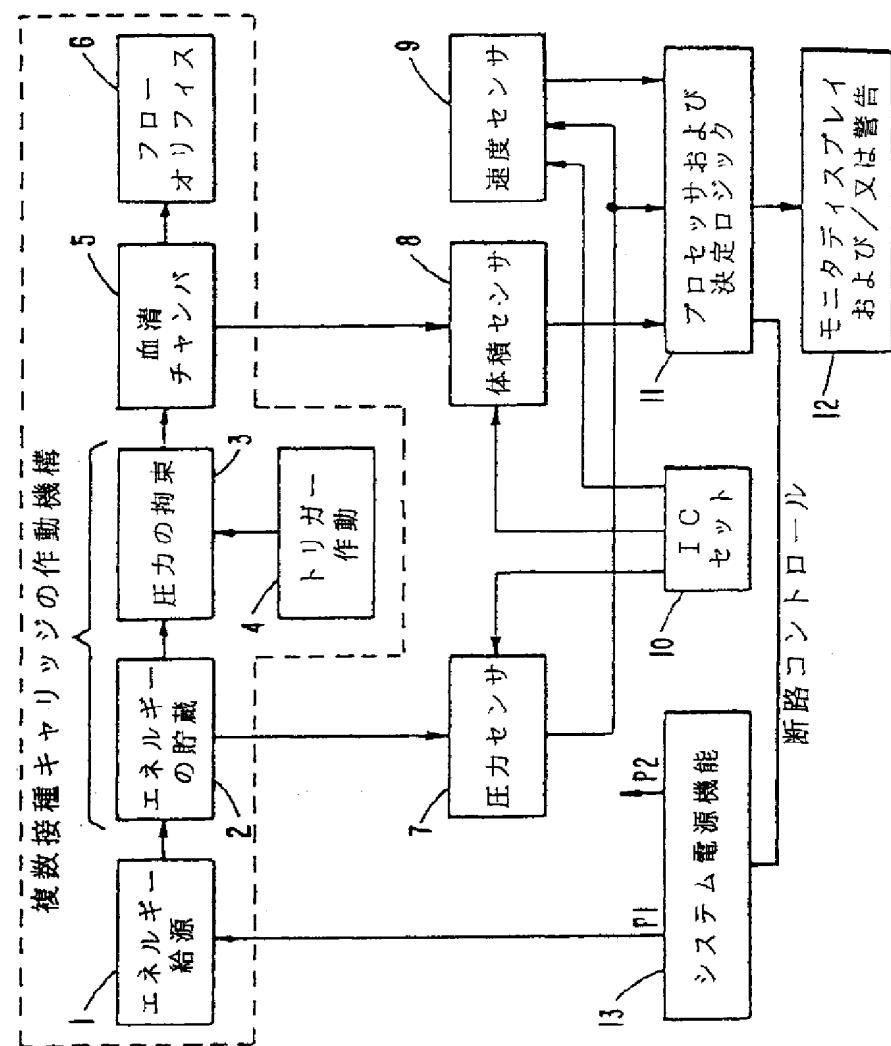


【図5】



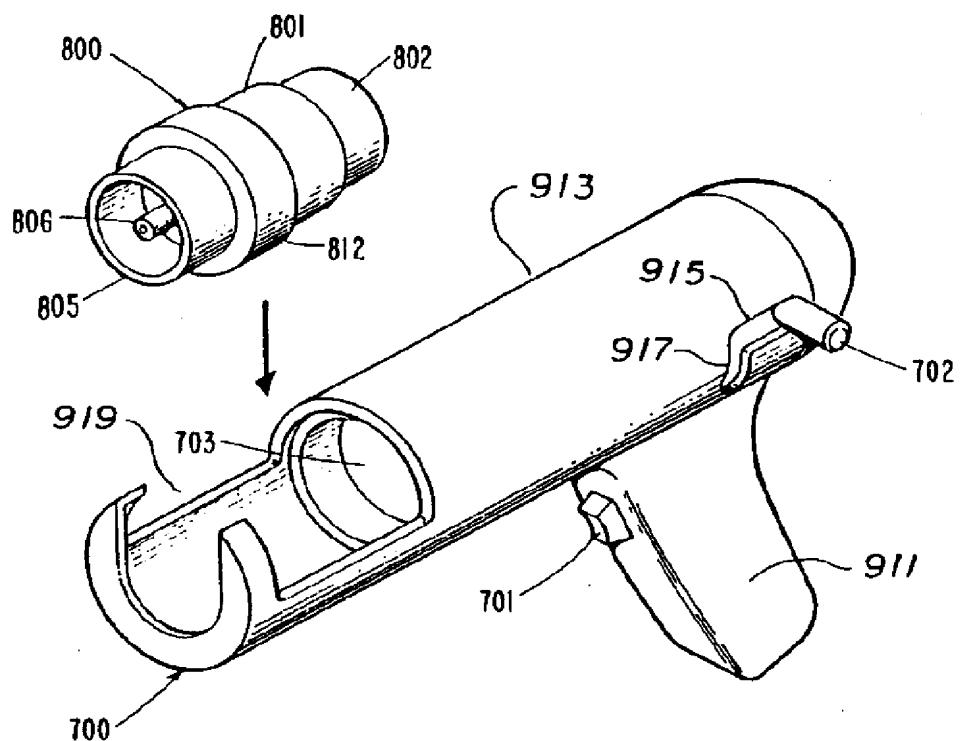
【図6】

図6



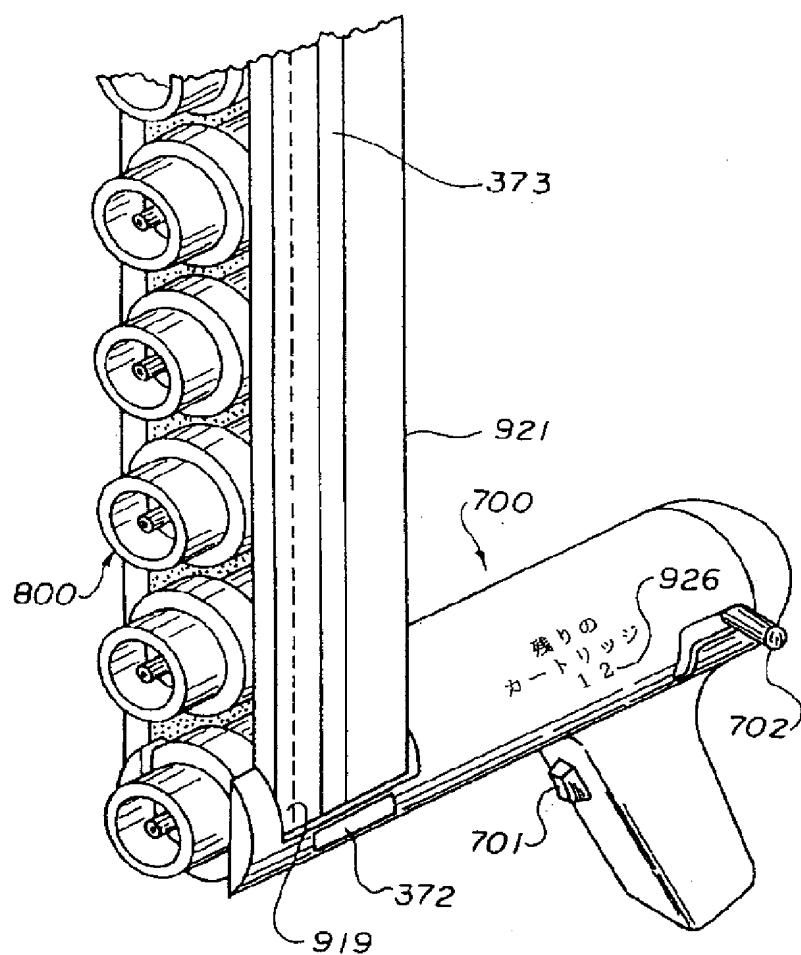
【図7】

Fig. 7



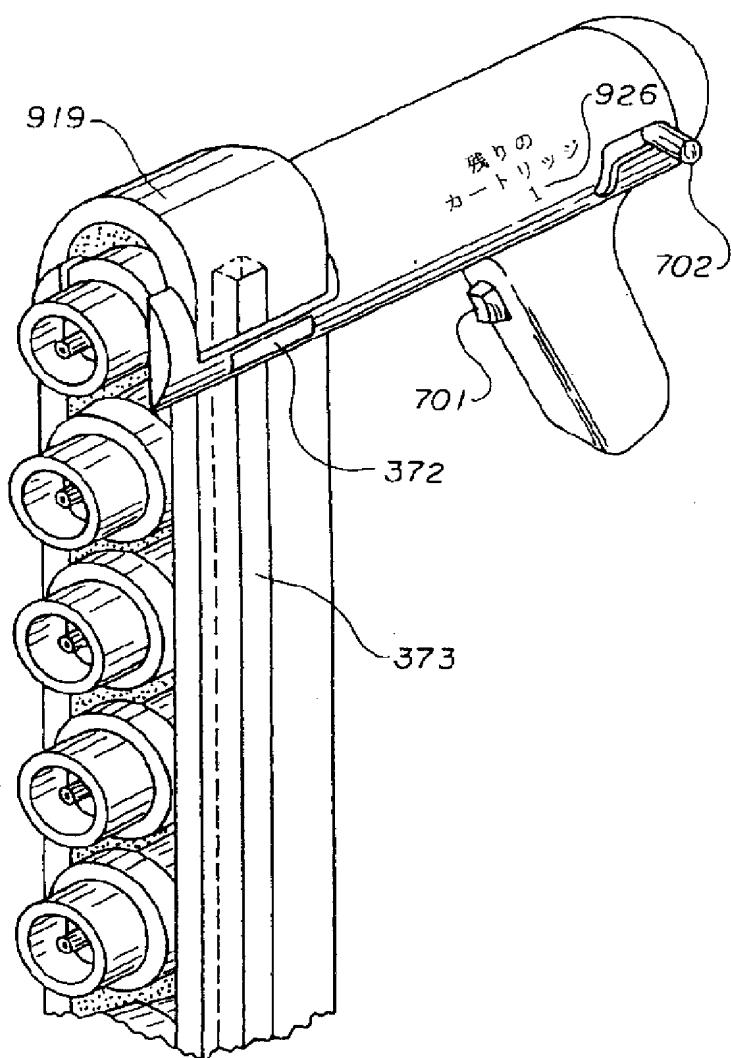
【図7】

図7A



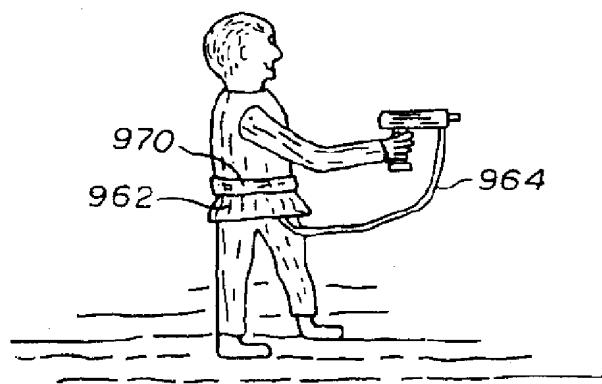
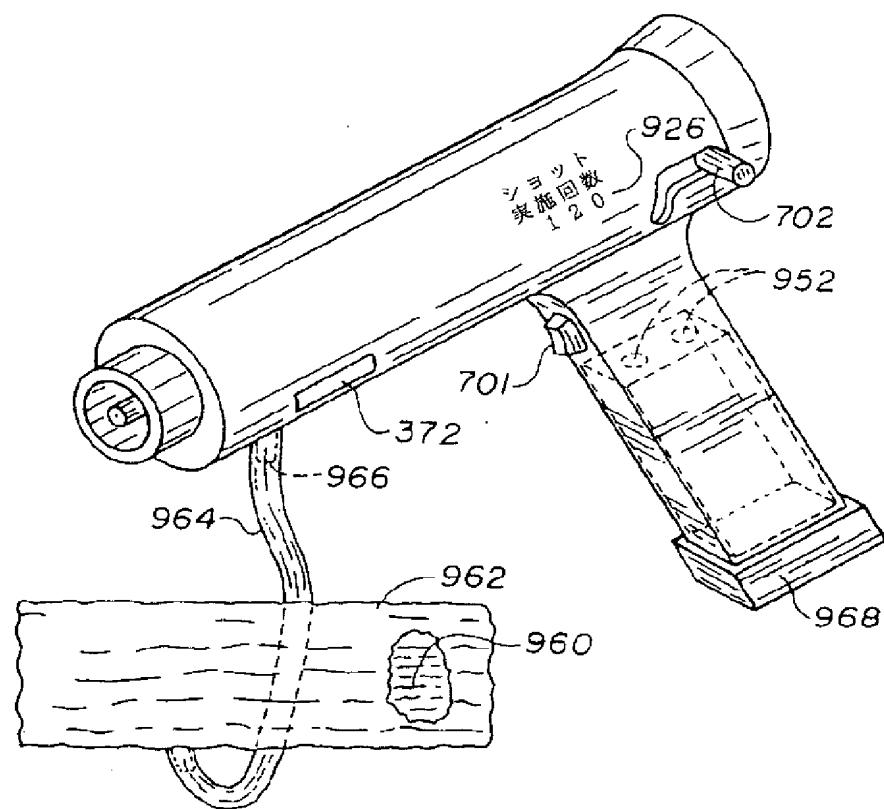
【図7】

図7B



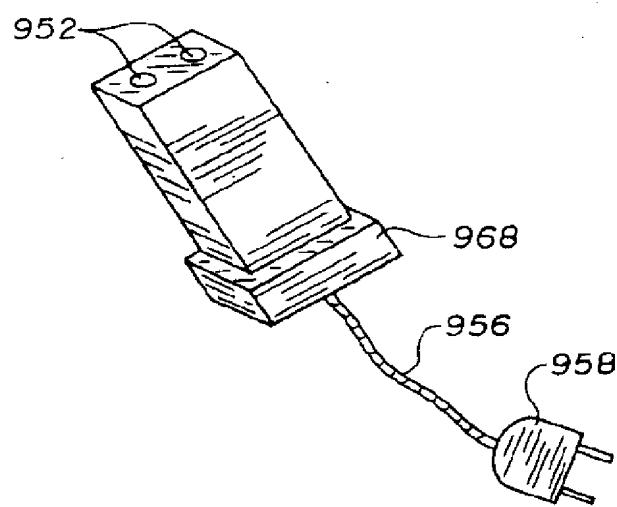
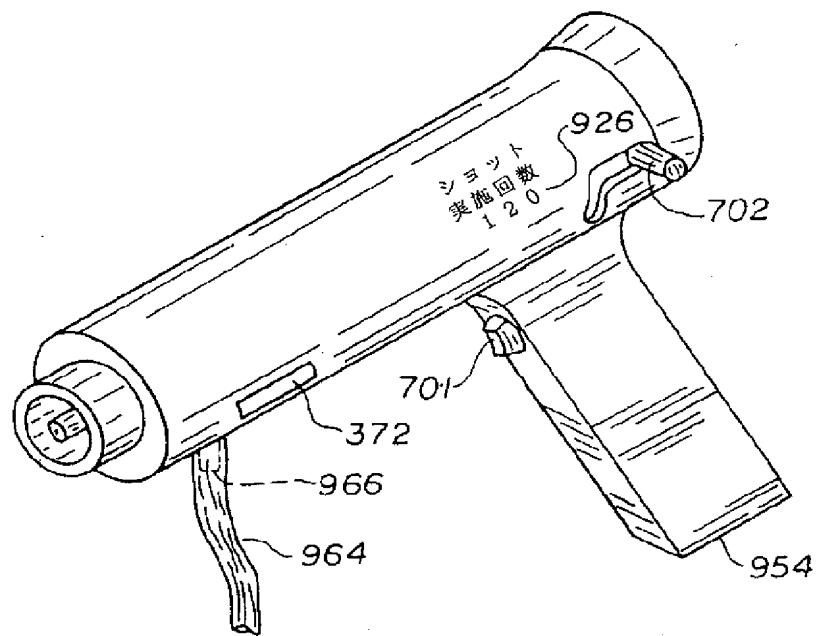
【図7】

図7C



【図7D】

図7D



【図8】

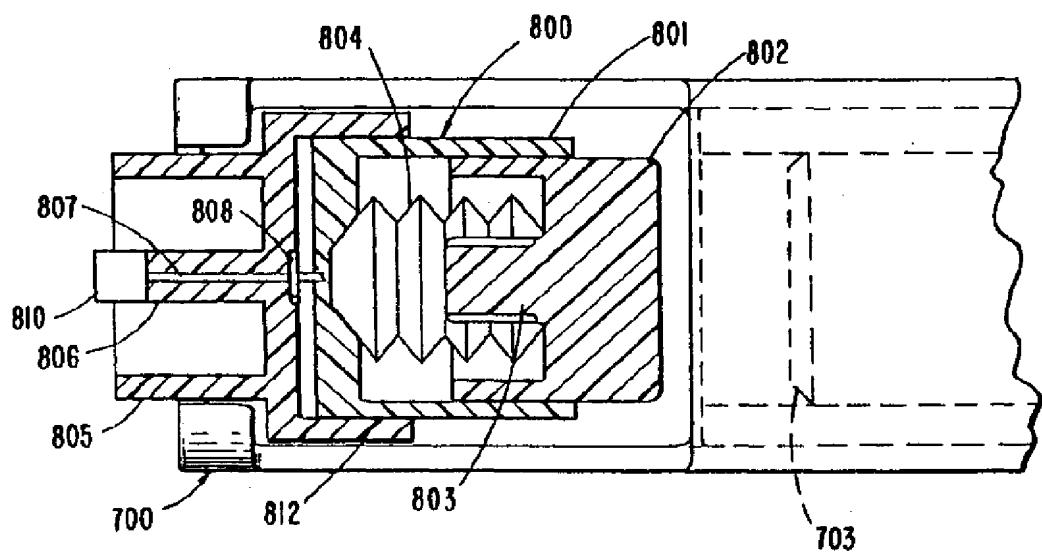


Fig. 8A

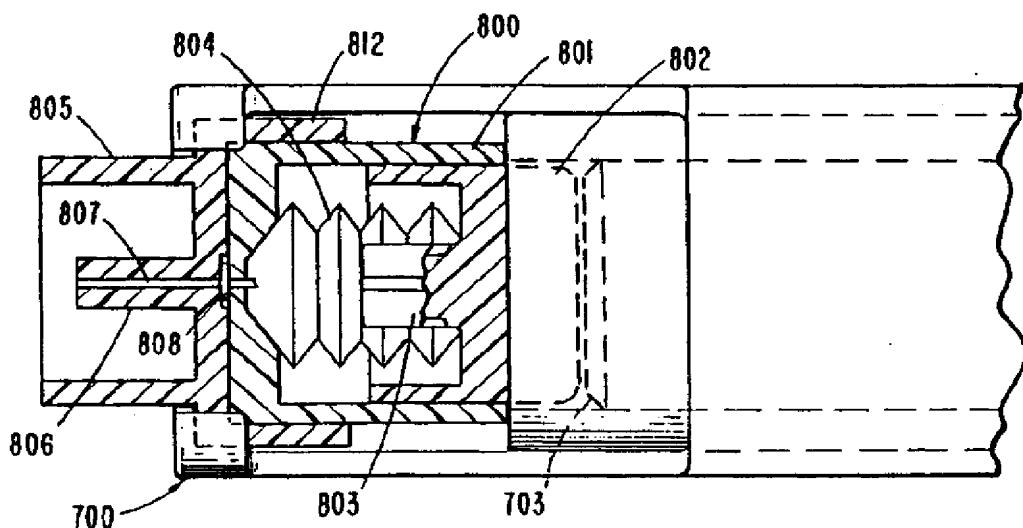


Fig. 8B

【手続補正書】特許法第184条の8第1項

【提出日】1996年1月2日

【補正内容】

#### 特許請求の範囲

1. 皮下注射液を保持する為の保持手段を有する折りたたみ式容器体であつて上記容器体を折りたたむのに十分な圧力が上記保持手段から針手段を通して一旦上記容器体に加えられると皮下注射液が射出される上記針手段を備えた容器体。
2. 請求項1に於いて、射出の為の第2の成分を保持する第2保持手段を含み、しかも上記の針手段が上記の保持手段又は上記の第2保持手段の一方に位置し、かつ上記の注射液と上記の第2成分とを合体せしめる為に、上記の容器体に充分な圧力が加えられる時に、他方の保持手段の中に侵入する位置関係となる折りたたみ式の容器体。
3. 請求項1に於いて、上記の第2の保持手段がベローズの形態を有する折りたたみ式の容器体。
4. コンテナ手段から液を供給する為の、  
液コンテナ手段から液を引き出す為の液の引き出し手段、  
コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、および  
上記の注射手段への給電の為の充電可能な電源手段、しかも上記の電源手段は、電源移動時に放電可能であり、しかも上記の電源手段は、その後の充電の為に液体ディスペンサから取り外すことが可能であり、かつ  
上記の液体ディスペンサに用いることの出来る別の取り替え電源手段を作る為の手段を含む皮下液ディスペンサ。
5. コンテナ手段からの液を供給する為の  
液コンテナ手段から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の液引き出し手段は、ポンプを含み、

コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、しかも上記の注射手段は、注射すべき個体の選ばれたグループに対する单一注射オ

リフィスを含み、および

上記の注射手段に対する給電の為の電源手段  
を含む皮下液ディスペンサ。

6. 請求項5に於いて、上記のコンテナ手段が液槽を保持するコンテナであり、また上記の液引き出し手段は、予め定められた上記の液の投与量を引き出す為の手段を有する皮下液ディスペンサ。

7. 液槽を有する液コンテナからの液を供給する為の  
液コンテナ手段の槽から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の  
液引き出し手段は、コンテナからの液を受け取る為の液入口手段および液を排出  
する為の液出口手段を含み、

上記の液引き出し手段の、液出口手段から液を受け取る為の圧縮の可能な  
チャンバー手段、

上記の圧縮可能なチャンバー手段の中の液に圧力を与えるための、上記の  
圧縮可能なチャンバー手段を圧縮する為の電動圧縮手段、および

上記の圧縮手段の作動に応じて、圧縮可能なチャンバー手段からの液を個  
体に注射する為の、上記の圧縮可能なチャンバー手段に作動時に接続することの  
出来る注射手段

を含む皮下液ディスペンサ。

8. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、上記の圧縮可能なチャンバー手段  
からの液を注射される一群の個体に次々と供給する為の多数の注射オリフィスを  
含む皮下液ディスペンサ。

9. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、選ばれた個体群に液を供給する為  
の单一注射オリフィスを含む皮下液ディスペンサ。

10. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、一群の個体に上記の圧縮の可能な  
チャンバーからの液を次々と注射する為の多数の注射針を含む皮下液ディスペン  
サ。

11. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に給電する為  
に、電源手段を上記の圧縮手段に作動可能なように接続する為の手段を含む皮下

液ディスペンサ。

12. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に電力を供給する為の充電可能な電源手段を含む皮下液ディスペンサ。

13. 請求項7に於いて、使い果たされた電源手段に取り代わる為の充電された電源手段を、上記の圧縮手段に接続する為の手段を更に含む皮下液ディスペンサ。

14. 請求項7に於いて、液引き出し手段が引出し量を予め定められた投与量にする為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

15. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、手動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

16. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、電動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

17. 請求項7に於いて、上記の液引き出し手段の入口手段を取り外し、および取替可能コンテナに作動可能なように接続する為の手段を更に含み、しかも

使い果たされたコンテナは希望の液を保持するコンテナと取り替えることの出来る皮下液ディスペンサ。

【手続補正書】特許法第184条の8第1項

【提出日】1996年8月12日

【補正内容】

#### 特許請求の範囲

1. 皮下注射液を保持する為の保持手段を有する折りたたみ式容器体であって上記容器体を折りたたむのに十分な圧力が上記保持手段から穿孔手段を通して一旦上記容器体に加えられると皮下注射液が射出される上記穿孔手段を備えた容器体。

2. 請求項1に於いて、射出の為の第2の成分を保持する第2保持手段を含み、しかも上記の穿孔手段が上記の保持手段又は上記の第2保持手段の一方に位置し、かつ上記の注射液と上記の第2成分とを合体せしめる為に、上記の容器体に

充分な圧力が加えられる時に、他方の保持手段の中に侵入する位置関係となる折りたたみ式の容器体。

3. 請求項1に於いて、上記の第2の保持手段がベローズの形態を有する折りたたみ式の容器体。

4. コンテナ手段から液を供給する為の、

液コンテナ手段から液を引き出す為の液の引き出し手段、

しかも上記の液の引き出し手段は電動ポンプを含み、

コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、および

上記のポンプおよび上記の注射手段への給電の為の充電可能な電源手段、  
しかも上記の電源手段は、電源移動時に放電可能であり、しかも上記の電源手段  
は、その後の充電の為に液体ディスペンサから取り外すことが可能であり、かつ  
上記の液体ディスペンサに用いることの出来る別の取り替え電源手段を作  
る為の手段

を含む皮下液ディスペンサ。

5. コンテナ手段からの液を供給する為の

液コンテナ手段から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の液引  
き出し手段は、ポンプを含み、

コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、し  
かも上記の注射手段は、注射すべき個体の選ばれたグループに対する単一注射オ  
リフィスを含み、および

上記のポンプおよび上記の注射手段に対する給電の為の電源手段

を含む皮下液ディスペンサ。

6. 請求項5に於いて、上記のコンテナ手段が液槽を保持するコンテナであり  
、また上記の液引き出し手段は、予め定められた上記の液の投与量を引き出す為  
の手段を有する皮下液ディスペンサ。

7. 液槽を有する液コンテナからの液を供給する為の

液コンテナ手段の槽から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の

液引き出し手段は、コンテナからの液を受け取る為の液入口手段および液を排出する為の液出口手段を含み、

上記の液引き出し手段の、液出口手段から液を受け取る為の圧縮の可能なチャンバー手段、

上記の圧縮可能なチャンバー手段の中の液に圧力を与えるための、上記の圧縮可能なチャンバー手段を圧縮する為の電動圧縮手段、および

上記の圧縮手段の作動に応じて、圧縮可能なチャンバー手段からの液を個体に注射する為の、上記の圧縮可能なチャンバー手段に作動時に接続することの出来る注射手段

を含む皮下液ディスペンサ。

8. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、上記の圧縮可能なチャンバー手段からの液を注射される一群の個体に次々と供給する為の多数の注射オリフィ

スを含む皮下液ディスペンサ。

9. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、選ばれた個体群に液を供給する為の単一注射オリフィスを含む皮下液ディスペンサ。

10. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、一群の個体に上記の圧縮の可能なチャンバーからの液を次々と注射する為の多数の注射針を含む皮下液ディスペンサ。

11. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に給電する為に、電源手段を上記の圧縮手段に作動可能なように接続する為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

12. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に電力を供給する為の充電可能な電源手段を含む皮下液ディスペンサ。

13. 請求項7に於いて、使い果たされた電源手段に取り代わる為の充電された電源手段を、上記の圧縮手段に接続する為の手段を更に含む皮下液ディスペンサ。

14. 請求項7に於いて、液引き出し手段が引出し量を予め定められた投与量にする為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

15. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、手動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

16. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、電動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

17. 請求項7に於いて、上記の液引き出し手段の入口手段を取り外し、および取替可能コンテナに作動可能なように接続する為の手段を更に含み、しかも使い果たされたコンテナは希望の液を保持するコンテナと取り替えることの出来る皮下液ディスペンサ。

【手続補正書】特許法第184条の8第1項

【提出日】1996年9月10日

【補正内容】

#### 特許請求の範囲

1. 皮下注射液を保持する為の保持手段を有する折りたたみ式容器体であって上記容器体を折りたたむのに十分な圧力が上記保持手段から穿孔手段を通して一旦上記容器体に加えられると皮下注射液が射出される上記穿孔手段を備えた容器体。

2. 請求項1に於いて、射出の為の第2の成分を保持する第2保持手段を含み、しかも上記の穿孔手段が上記の保持手段又は上記の第2保持手段の一方に位置し、かつ上記の注射液と上記の第2成分とを合体せしめる為に、上記の容器体に充分な圧力が加えられる時に、他方の保持手段の中に侵入する位置関係となる折りたたみ式の容器体。

3. 請求項1に於いて、上記の第2の保持手段がベローズの形態を有する折りたたみ式の容器体。

4. コンテナ手段から液を供給する為の、

液コンテナ手段から液を引き出す為の液の引き出し手段、

しかも上記の液の引き出し手段は電動ポンプを含み、

コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、お

より

上記のポンプおよび上記の注射手段への給電の為の充電可能な電源手段、  
しかも上記の電源手段は、電源移動時に放電可能であり、しかも上記の電源手段  
は、その後の充電の為に液体ディスペンサから取り外すことが可能であり、かつ  
上記の液体ディスペンサに用いることの出来る別の取り替え電源手段を作  
る為の手段

を含む皮下液ディスペンサ。

5. コンテナ手段からの液を供給する為の

液コンテナ手段から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の液引  
き出し手段は、ポンプを含み、

コンテナ手段から引き出された液を生体に注射する為の電動注射手段、し  
かも上記の注射手段は、注射すべき個体の選ばれたグループに対する単一注射オ  
リフィスを含み、および

上記のポンプおよび上記の注射手段に対する給電の為の電源手段  
を含む皮下液ディスペンサ。

6. 請求項5に於いて、上記のコンテナ手段が液槽を保持するコンテナであり  
、また上記の液引き出し手段は、予め定められた上記の液の投与量を引き出す為  
の手段を有する皮下液ディスペンサ。

7. 液槽を有する液コンテナからの液を供給する為の

液コンテナ手段の槽から液を引き出す為の液引き出し手段、しかも上記の  
液引き出し手段は、コンテナからの液を受け取る為の液入口手段および液を排出  
する為の液出口手段を含み、

上記の液引き出し手段の、液出口手段から液を受け取る為の圧縮の可能な  
チャンバー手段、

上記の圧縮可能なチャンバー手段の中の液に圧力を与えるための、上記の  
圧縮可能なチャンバー手段を圧縮する為の電動圧縮手段、および

上記の圧縮手段の作動に応じて、圧縮可能なチャンバー手段からの液を個  
体に注射する為の、上記の圧縮可能なチャンバー手段に作動時に接続することの

### 出来る注射手段

を含む皮下液ディスペンサ。

8. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、上記の圧縮可能なチャンバー手段からの液を注射される一群の個体に次々と供給する為の多数の注射オリフィ

スを含む皮下液ディスペンサ。

9. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、選ばれた個体群に液を供給する為の単一注射オリフィスを含む皮下液ディスペンサ。

10. 請求項7に於いて、上記の注射手段が、一群の個体に上記の圧縮の可能なチャンバーからの液を次々と注射する為の多数の注射針を含む皮下液ディスペンサ。

11. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に給電する為に、電源手段を上記の圧縮手段に作動可能なように接続する為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

12. 請求項7に於いて、上記のディスペンサが、上記の圧縮手段に電力を供給する為の充電可能な電源手段を含む皮下液ディスペンサ。

13. 請求項7に於いて、使い果たされた電源手段に取り代わる為の充電された電源手段を、上記の圧縮手段に接続する為の手段を更に含む皮下液ディスペンサ。

14. 請求項7に於いて、液引き出し手段が引出し量を予め定められた投与量にする為の手段を含む皮下液ディスペンサ。

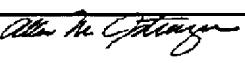
15. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、手動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

16. 請求項7に於いて、上記の引き出し手段が、電動ポンプを含む皮下液ディスペンサ。

17. 請求項7に於いて、上記の液引き出し手段の入口手段を取り外し、および取替可能コンテナに作動可能なように接続する為の手段を更に含み、しかも使い果たされたコンテナは希望の液を保持するコンテナと取り替えることの出来る皮

下液ディスペンサ。

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US95/06955
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
IPC(6) A61M 5/20, 5/30 US CL 604/68, 72, 135 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 128/DIG. 1; 604/67, 68, 71, 72, 134, 135, 151-155, 191-192, 198, 212, 214		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched NONE		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) NONE		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US, A, 5,286,256 (MACKOOL) 15 February 1994, see whole document.	1
A	US, A, 4,193,397 (TUCKER ET AL.) 18 March 1980, see whole document.	1-3
A	US, A, 4,266,541 (LANDAU) 12 May 1981, see whole document.	4-17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search  27 OCTOBER 1995	Date of mailing of the international search report  <b>28 NOV 1995</b>	
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230	Authorized officer  NANCY MULCARE Telephone No. (703) 308-0729	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US95/06955
<b>Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)</b>		
This international report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:		
1. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:		
2. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:		
3. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).		
<b>Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)</b>		
This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:		
Please See Extra Sheet.		
1. <input checked="" type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.		
2. <input type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.		
3. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid. Specifically claims Nos.:		
4. <input type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:		
<b>Remark on Protest</b> <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest. <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.		

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/US95/06955

**BOX II. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION WAS LACKING**  
This ISA found multiple inventions as follows:

- I. Claims 1-3 drawn to a collapsible body.
- II. Claims 4-17, drawn to an electric dispensing mechanism.

Inventions I and II are disclosed as usable together in a single combination. The sub-combinations are distinct from each other since they are separately usable.

Invention I has separate utility such as a mechanically operated drug injection device or an intravenous apparatus.

Invention II has separate utility in and common blood pump.

Group II, the search required for this group is not required for Group I.